

Aus dem Institut für zahnärztliche Werkstoffkunde
und Technologie der Klinik und Poliklinik für Zahn-,
Mund- und Kieferkrankheiten der Johannes Gutenberg-
Universität Mainz

**Vergleichende Untersuchungen über Polymerisations-
schrumpfung, Elastizitätsmodul, Biegefestigkeit
und Wasseraufnahme einiger Prothesenkunststoffe.**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Würde des Doktors der
Zahnmedizin der Johannes Gutenberg-Universität
in Mainz

den Medizinischen Fachbereichen vorgelegt
von

Hermann K. Kern
aus Künzelsau

Mainz 1979



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41552618_0023



Fachbereichsdekan : Prof. Dr. Dr. W. Ketterl
1. Gutachter : Prof. Dr. H. Marx
2. Gutachter : Prof. Dr. K. Fuhr

Meinen Eltern und meiner Frau gewidmet

1.	Einleitung	1
2.	Die Eltern	2
3.	Die Frau	3
4.	Die Kinder	4
5.	Die Freunde	5
6.	Die Feinde	6
7.	Die Tugenden	7
8.	Die Laster	8
9.	Die Tugenden	9
10.	Die Laster	10
11.	Die Tugenden	11
12.	Die Laster	12
13.	Die Tugenden	13
14.	Die Laster	14
15.	Die Tugenden	15
16.	Die Laster	16
17.	Die Tugenden	17
18.	Die Laster	18
19.	Die Tugenden	19
20.	Die Laster	20
21.	Die Tugenden	21
22.	Die Laster	22
23.	Die Tugenden	23
24.	Die Laster	24
25.	Die Tugenden	25
26.	Die Laster	26
27.	Die Tugenden	27
28.	Die Laster	28
29.	Die Tugenden	29
30.	Die Laster	30
31.	Die Tugenden	31
32.	Die Laster	32
33.	Die Tugenden	33
34.	Die Laster	34
35.	Die Tugenden	35
36.	Die Laster	36
37.	Die Tugenden	37
38.	Die Laster	38
39.	Die Tugenden	39
40.	Die Laster	40
41.	Die Tugenden	41
42.	Die Laster	42
43.	Die Tugenden	43
44.	Die Laster	44
45.	Die Tugenden	45
46.	Die Laster	46
47.	Die Tugenden	47
48.	Die Laster	48
49.	Die Tugenden	49
50.	Die Laster	50
51.	Die Tugenden	51
52.	Die Laster	52
53.	Die Tugenden	53
54.	Die Laster	54
55.	Die Tugenden	55
56.	Die Laster	56
57.	Die Tugenden	57
58.	Die Laster	58
59.	Die Tugenden	59
60.	Die Laster	60
61.	Die Tugenden	61
62.	Die Laster	62
63.	Die Tugenden	63
64.	Die Laster	64
65.	Die Tugenden	65
66.	Die Laster	66
67.	Die Tugenden	67
68.	Die Laster	68
69.	Die Tugenden	69
70.	Die Laster	70
71.	Die Tugenden	71
72.	Die Laster	72
73.	Die Tugenden	73
74.	Die Laster	74
75.	Die Tugenden	75
76.	Die Laster	76
77.	Die Tugenden	77
78.	Die Laster	78
79.	Die Tugenden	79
80.	Die Laster	80
81.	Die Tugenden	81
82.	Die Laster	82
83.	Die Tugenden	83
84.	Die Laster	84
85.	Die Tugenden	85
86.	Die Laster	86
87.	Die Tugenden	87
88.	Die Laster	88
89.	Die Tugenden	89
90.	Die Laster	90
91.	Die Tugenden	91
92.	Die Laster	92
93.	Die Tugenden	93
94.	Die Laster	94
95.	Die Tugenden	95
96.	Die Laster	96
97.	Die Tugenden	97
98.	Die Laster	98
99.	Die Tugenden	99
100.	Die Laster	100

Inhaltsverzeichnis

	Seite
A. Einleitung und Aufgabenstellung	1
B. Literaturübersicht	2
a. Polymerisationsschrumpfung	
b. Biegefestigkeit und E-Modul	
c. Wasseraufnahme	
C. Verarbeitungsverfahren der untersuchten Kunststoffe	13
1.1. Prüfung der Polymerisationsschrumpfung	19
1.1.1. Herstellung der OK-Prothesenplatten	19
1.1.2. Herstellung der Prüfstäbe	20
1.3. Prüfanordnung	20
1.4. Auswertung der Ergebnisse	22
1.5. Diskussion der Ergebnisse	23
1.6. Tabellen und graphische Darstellungen	25
2. Prüfung von Elastizitätsmodul und Biegefestigkeit	35
2.1. Herstellung der Prüfkörper	35
2.2. Bearbeitung der Prüfkörper	37
2.3. Prüfanordnung	38
2.4. Versuchsdurchführung	39
2.5. Auswertung	41
2.5.1. Bestimmung des Elastizitätsmoduls	41
2.5.2. Bestimmung der Biegefestigkeit	43
2.6. Versuchsergebnisse	45
2.7. Diskussion der Ergebnisse	46
2.8. Ergebnisse in tabellarischer Form und graphischer Darstellung	47
3. Wasseraufnahme der Kunststoffe	54
3.1. Herstellung der Prüfkörper	54
3.2. Versuchsanordnung	54
3.3. Messung der Wasseraufnahme	55

3.4.	Versuchsergebnisse	56
3.5.	Diskussion der Ergebnisse	57
3.6.	Ergebnisse in tabellarischer Form und graphischer Darstellung	59
4.	Zusammenfassung	69
5.	Literaturverzeichnis	71
6.	Lebenslauf	

A. Einleitung und Aufgabenstellung

Immer wieder werden von der Dental-Industrie neue Prothesenkunststoffe und Verarbeitungsverfahren den Zahnärzten und den Dentallabors mit Hilfe der Werbung angeboten. Angeblich sollen diese Kunststoffe in ihrer Qualität die vorhandenen bei weitem übertreffen. So gibt z.B. ein Hersteller für seinen Prothesenkunststoff "überlegene Paßgenauigkeit, um 50% höhere Bruchfestigkeit als andere Acrylatprothesen, dauernde Saugfähigkeit und höchste mechanische Werte" an.

Sollen nun Brauchbarkeit und Verwendungsmöglichkeit der verschiedenen Verfahren untereinander getestet werden, so sind einige materialtechnische Untersuchungen erforderlich, die den klinischen Erprobungen vorausgehen. Mit Hilfe dieser Materialprüfungen werden bestimmte Materialkonstanten ermittelt, die eine Aussage über den Gebrauch der Werkstoffe ermöglichen.

Ein Vergleich der verschiedenen Prothesenkunststoffe untereinander ist aber nur zulässig, wenn die zu überprüfenden Parameter unter stets gleichen Bedingungen für jede Versuchsanordnung bestimmt worden sind.

In dieser Arbeit werden nun die Kunststoffe SR-Ivocap-Plus (Firma Ivoclar), Intopress (Firma Kulzer), Castdon 45 (Firma Dreve-Dentamid) mit dem herkömmlichen Paladon 65 (Firma Kulzer) verglichen.

Als geeignetste Materialkonstanten wurden für die vergleichenden Untersuchungen Polymerisationsschrumpfung, Biegefestigkeit, Elastizitätsmodul und Wasseraufnahme untersucht.

B. Literaturübersicht

a. Polymerisationsschrumpfung

Nach SCHMIDT (35) hat der polymere Methacrylsäure - methylester als Folge der Kettenbildung eine höhere Dichte als der monomere, so daß eine Schrumpfung bei der Polymerisation eintreten muß. Für die Formtreue der Prothesen ist also das Mischungsverhältnis von Monomer / Polymer wichtig.

CASTAGNOLA und ARX (6) meinen " als Folge der Bildung von Makromolekülen aus Grundmolekülen vermindern sich bei der Polymerisation des Methacrylsäuremethylesters die ursprünglich molekularen Distanzen zu atomaren. Das bringt eine Volumenverminderung von rund 23 Vol. % mit sich (nach WEIKART) ".

Weiter geben die Autoren (6) an, daß die Schrumpfung eine Funktion der Monomermenge ist. Die Schrumpfung wird mit etwa 7 Vol. % angegeben und variiert entsprechend dem Mischungsverhältnis von Monomer / Polymer.

SCHROEDER (36) stellt fest, "daß die Paßform mit der Polymerisationsschrumpfung nichts zu tun hat. Das " Klemmen " der heißpolymerisierten Prothesenbasen auf dem Modell ist eine reine Folge der thermischen Kontraktion des Materials während der Abkühlung von 100 °C auf Raumtemperatur ".

Er zeigt in seinen Untersuchungen auf, daß die kaltpolymerisierten Prothesenbasen (Autopolymerisate) durchweg einen tadellosen Sitz aufweisen.

Die Autopolymerisate bedürfen zur Polymerisation keiner Wärmezufuhr von außen. Die Reaktionswärme bei der Polymerisation wird durch den Gips gleichmäßig nach außen abgeleitet und führt nicht zu einer unter-

schiedlichen thermischen Expansion zwischen Gips und Kunststoff. Die Basis schrumpft nicht auf das Modell, und der Sitz ist infolgedessen einwandfrei.

Bestätigt werden die Untersuchungsergebnisse von MARX (23), der feststellte, daß der dorsale Randspalt, ein Kriterium zur Beurteilung der erzielten Paßform, bei OK - Prothesen aus Kaltpolymerisat am geringsten ist. Ursache für die Formabweichung der Prothesenbasen sieht MARX (23, 19) in zwei material-spezifischen Faktoren:

der Polymerisationsschrumpfung und den thermischen Ausdehnungskoeffizienten.

MARX (23) sagt, " die Polymerisationsschrumpfung ist als Folge der Kettenbildung bei allen Verfahren als spezifische Eigenschaft der Polymethacrylate unvermeidbar. Sie variiert zwischen Warm- und Kaltpolymerisaten entsprechend dem unterschiedlichen Anmischungsverhältnis von Monomer und Polymer und dem erzielten Polymerisationsgrad ".

Gleicher Ansicht sind MAYER (24) u.a. Autoren.

Von ausschlaggebender Bedeutung für die Formabweichungen ist nach MARX (19) und SCHROEDER (36) der große Unterschied zwischen den thermischen Ausdehnungskoeffizienten von Gips und Kunststoff. Dieser beträgt für PMMA $80 \cdot 10^{-6}$ grad⁻¹ und für Gips ca. $10 \cdot 10^{-6}$ grad⁻¹. Daraus ergibt sich, daß bei unbehinderter Abkühlungskontraktion von 100 °C auf 20 °C eine achtfache Kontraktion des Kunststoffes gegenüber dem Gipsmodell eintritt.

BAUER (3) stellt fest, daß die beim Polymerisationsvorgang eintretende, die Paßform beeinträchtigende Schrumpfung nicht gänzlich ausgeglichen werden kann.

Als Ergebnis seiner Untersuchung zeigt ANDERES (2), daß " die Kunststoffprothesen nicht bloss keine Formbeständigkeit haben, sondern daß sie, sofort nachdem sie aus der Küvette kommen, nicht mehr passen und bei weitem nicht mehr ein getreues Negativ des Abdruckes sind ".

RUSCHE (32) stellt fest, daß die Schrumpfung der untersuchten Kunststoffe, nach 15 - 30tägiger Lagerung im feuchten Milieu, bis zu 60% kompensiert wird. Für die kompensierte lineare Schlußkontraktion gibt er Werte von 0,15 - 0,25% an. Die absolute Rand - schrumpfung, d.h. relative Kontraktion minus Quellung, beträgt 0,2 - 0,4%. Der Wert von 0,2 - 0,4% für die lineare Kontraktion wird von anderen Autoren bestätigt.

Nach MARX (20) ist eine absolute Paßgenauigkeit, d.h. die kongruente Übereinstimmung der kiefer - seitigen Prothesenbasis mit dem Kiefer äußerst problematisch und letztlich nicht 100 %ig möglich. Die Ursache liegt nach ihm im großen Teil im physikalisch - chemischen Verhalten des PMMA begründet.

ABEL (1), UHLIG (48) u.a. berichten, daß man durch entsprechende Isolierung bzw. Nicht - Isolierung der Gipsflächen die Polymerisationsschrumpfung so lenken könne, daß eine " absolute Paßgenauigkeit " erreicht wird.

FAIRHURST und RYGE (11), MARX (21) u.a. haben jedoch aufgezeigt, daß die Anwendung von zweierlei Isoliermittel z.B. Zinnfolie und Alginatfolie wohl zur angestrebten Lenkung der Polymerisationsschrumpfung führt. Bei der späteren Wasseraufnahme kommt es aber zwangsläufig zu Verwerfungen oder zumindest zu Spannungen.

WESTERMANN und MEINERS (53) vertreten die Meinung, demjenigen Heißpolymerisationsverfahren sei der

Vorzug zu geben, das nach Möglichkeit die Polymerisationsschrumpfung kompensiere.

Dies wird z.B. durch Nachpressen und gerichtete Polymerisation erreicht.

b. Biegefestigkeit und Elastizitätsmodul

Mit Hilfe des Biegeversuchs werden die Festigkeits- und E - Modulwerte von Prothesenbasismaterialien ermittelt.

SWEENEY führte 1939 die Prüfung der Biegefestigkeit in die Kunststoffprüfung ein. Sie zählt heute zu den wichtigsten Testmethoden (8).

Von verschiedenen Autoren u.a. WEIKART (51), RINK (27), und SCHWICKERATH (40) werden Vorschläge zur Vereinheitlichung der Prüfverfahren gemacht.

Dennoch besteht bis heute noch keine Einigkeit über die Dimension der Prüfkörper, Prüfmethoden und der Prüfgeräte.

SCHWICKERATH (40) fordert eine einheitliche Herstellung und Form der Proben, eine entsprechende Versuchsdurchführung und das Aufstellen eines exakten Prüfberichtes.

MARX (23) bemängelt die Beurteilung der verschiedenen in Vorschlag gebrachten Verfahren zur Festigkeitsprüfung der Methacrylate. Er sagt: " Insbesondere die Vernachlässigung des Zeitfaktors bei den Biegefestigkeitsuntersuchungen läßt einen Vergleich zweier Prothesenmaterialien oder Verarbeitungsverfahren fraglich erscheinen ".

Gleicher Meinung ist SCHWICKERATH (42), der dem Zeitfaktor bei der Prüfung von Elastizität und Biegefestigkeit große Bedeutung zumißt. " Führt man nämlich Versuche mit steigender Belastung bis zum Bruch durch, so kann festgestellt werden, daß je mehr Zeit bis zum Bruch vergeht, um so geringer die Beanspruchung beim Bruche ist ".

STRACK (43) sieht in der Dauerbiegeprüfung eine neue Untersuchungsmethode für Kunststoffe, von der er be-

hauptet, daß sie " klinisch und stofflich adaequat " ist, da ihre Ergebnisse mit den Erfahrungen der Praxis übereinstimmen. Untersuchungen über die Dauerbiegefestigkeit wurden von einigen Autoren u.a. RINK (27), VOSS (50), UHLIG (47), KRUSE und EICHNER (18) mit verschiedenen Versuchsanordnungen und recht unterschiedlichen Prüfgeräten durchgeführt. Die Ergebnisse lassen deshalb keinen direkten Vergleich zu.

SCHWICKERATH (41) glaubt, daß der Prothesenkunststoff beim Tragen durch Dauerbiegebelastung beansprucht wird. Nach ihm ist deshalb " vor allem die Prüfung des Kunststoffes auf Dauerbiegefestigkeit, aber nicht auf Biegefestigkeit, Schlagbiegefestigkeit und Härte ein Urteil über das voraussichtliche Verhalten der Kunststoffe bei ihrer Verwendung als Plattenmaterial im Munde des Patienten ".

Er definiert die Dauerbiegefestigkeit als die Biegespannung, " mit der ein Material noch beliebig oft auf Biegung beansprucht werden kann, ohne zu brechen".

Nach SCHWICKERATH (39) " kann die Festigkeit nur unter gleichzeitiger Beachtung der elastischen Eigenschaften betrachtet werden. Es sind also neben dem Widerstand der Moleküle im Innern gegen äußere Kräfte auch die dadurch bedingten Formänderungen festzustellen ".

RITZE und PEHLE (29) sind der Meinung, daß ein elastisches Prothesenmaterial mit niedrigem E - Modul zu pathologischen Reaktionen des Prothesenlagers führt. Sie fordern für die Verwendung ein hochpolymeres Prothesenmaterial mit möglichst hohem E - Modul.

VOSS (49) sagt dazu: " Je größer nun die Elastizität der Platte ist (d.h. je kleiner der Wert des E - Moduls ist), um so mehr konzentriert sich und steigt der Druck in der Gegend der Kaulasten ".

SCHWICKERATH (40) fordert, daß zum Schutz der Rest -

zähne sowie des Prothesenlagers unbedingt ein möglichst starres Material verwendet werden sollte, d.h. mit einem hohen E - Modul - Wert.

Er präzisiert an anderer Stelle (39) die Forderungen an die Festigkeit des Basismaterials (" größtmögliche Werte der Biege- bzw. Dauerbiegefestigkeit und des Elastizitätsmoduls ") .

Einige Autoren finden in ihren Untersuchungen, daß die Biegefestigkeit und der E - Modul von mehreren Parametern abhängig sind.

WERGEN (52) stellt fest, daß die Werte der Biegefestigkeit und des E - Moduls abhängig sind von der Prüfkörperdicke. So sinkt der E - Modul mit zunehmender Dicke des Prüfkörpers, während die Biegefestigkeit gleichzeitig zunimmt.

SCHWICKERATH (42) zeigt, daß mit zunehmender Wassertemperatur der Wert des E - Moduls sinkt. Weiter gibt er an (38), daß die Werte von Biegefestigkeit und E - Modul abfallen, sowohl bei Verringerung der Deformationsgeschwindigkeit, als auch mit zunehmender Belastung.

c. Quellung der Kunststoffe durch Wasseraufnahme

Unter Quellung hochpolymerer Stoffe versteht man eine Gewichts- und Volumenzunahme durch die Aufnahme von Flüssigkeiten.

Nach DOLDER (7) steht die Wasseraufnahme in Abhängigkeit von der Zeit, der Temperatur und dem Molekülbau des Kunststoffes. Er weist auf eine strukturelle Änderung bei der Quellung hin. Die Flüssigkeitsmoleküle lagern sich zunächst intermizellar an, wobei die Makromoleküle auseinandergedrängt werden. Danach erfolgt ein Eindringen in die Makromolekularstruktur (intramizellare Quellung).

Die zwischenmolekularen Räume werden durch das Eindringen von Flüssigkeit gewaltsam vergrößert, wodurch das Molekülnetz elastisch gespannt wird. Durch die dabei auftretenden Kräfte können Risse an der Oberfläche entstehen.

DOLDER findet nach Wässerung der Prothesenkunststoffe eine Abnahme der Härte. Es kann in Folge der Volumenzunahme auch eine Formänderung der Prothesenbasis eintreten.

Ähnlich wie DOLDER erklärt HOUWINK (14) die Wasseraufnahme der Kunststoffe. Nach ihm ist die Quellbarkeit von Stoffen abhängig von ihrem strukturellen Aufbau, sowie ihrer Verwandtschaft mit dem Lösungsmittel. Er zählt die Methacrylate zu den bedingt quellbaren Stoffen. Wegen des Bestehens von primären Bindungen zwischen den einzelnen Makromolekülen kommt es zu einer beschränkten Anlagerung fremder Moleküle wie Wasser und Alkohol. Diese lagern sich zwischen die langgestreckten Molekülketten und bewirken eine Ausweitung der Zwischenräume ohne aber die einzelnen Moleküle ganz voneinander zu trennen.

HENKEL (13) ersetzt den Begriff " Korrosion " an

Kunststoffen durch den Begriff "Auflösungs- oder Abbauerscheinung". Kunststoffe sind empfindlich gegen Wasser, das Quellung hervorruft, als Weichmacher wirkt und den chemischen Abbau einleiten hilft. Dementsprechend werden die physikalisch-mechanischen Eigenschaften der Kunststoffe verändert.

Einige Autoren stellen Dimensionsänderungen an PMMA-Kunststoffen in Form einer linearen Ausdehnung infolge Wasseraufnahme fest. Die veröffentlichten Werte basieren jedoch nicht auf einheitlichen Prüfbedingungen, so daß eine Gegenüberstellung keinen direkten Vergleich der einzelnen Kunststoffe zuläßt.

So fanden SKINNER und COOPER (34) für verschiedene Kunststoffarten nach Wasserlagerung bei 37 °C eine "lineare" Ausdehnung von 0,19 bis 0,54%.

TAYLOR und FRANK (45) geben eine Expansion von 0,27% an. ILG (15) stellte nach 28-tägiger Lagerung einer Paladonprobe im Tutofusinbad eine Längenzunahme von 0,21% linear fest.

RINK (26) findet Expansionswerte von 1,5%.

Der lineare Ausdehnungskoeffizient für Polymethacrylate beträgt nach dem Kunststofftaschenbuch von SAECHTLING-ZEBROWSKI 80×10^{-6} . (33)

Gewichts- und Volumenänderungen werden u.a. aufgezeigt von:

HOUWINK (14), der für reine Polyacrylsäuremethylester, bei einer Prüfkörperdicke von 2 mm, eine Wasseraufnahme von 2% angibt.

JANKE (16) findet eine Gewichtsänderung bei vernetztem Acrylat von 1,5%, bei unvernetztem von 1,7%.

Er meint, daß die Wasseraufnahme und damit die Quellfähigkeit vom Vernetzungsgrad der Kunststoffe abhängig ist.

SCHMIDT (35) dagegen vertritt die Auffassung, daß die

Wasseraufnahme durch die Vernetzung nicht verringert wird.

RITZE (30) wertet die Quellungswerte von 1,5 - 1,9% seiner Untersuchung vorsichtig, da die Quellung der Kunststoffe u.a. abhängig sei von der Probenherstellung, ihrer Lagerung, der Versuchsdauer, der Temperatur und von der Ruhe oder Bewegung des verwendeten Quellungsmediums.

In der Literatur wird die Quellung der Kunststoffe, die eine besondere Rolle bei der "Formhaltigkeit" (37) der Prothesen während der Tragezeit spielt, sehr unterschiedlich bewertet.

Die Quellung der Kunststoffe ist u.a. oft ein Grund dafür, daß eine beim Einsetzen gut saugende obere Prothese während der Tragezeit ihren festen Sitz verliert.

PFAENDLER (25) sieht in der Quellung keinen Nachteil, sondern einen Vorteil, weil die Ausdehnung der Prothese durch die Wasseraufnahme die Polymerisationsschrumpfung annähernd ausgleicht.

SCHROEDER (36) meint, daß die thermische Kontraktion durch die im Gebrauch auftretende Wasseraufnahme ausgeglichen wird.

Anderer Ansicht ist WOELFEL (54), der sagt, daß es keinen Ausgleich zwischen polymerisationsbedingter Schrumpfung und durch Wasseraufnahme verursachter Quellung gibt.

RINK (28) beurteilt das Phänomen der Quellung nicht positiv, denn "mit einer erhöhten Wasseraufnahme ist gleichzeitig eine Steigerung der Formveränderung des Zahnersatzes verbunden".

MARX (23) erklärt in seiner Untersuchung das schlechte Abschneiden der trocken polymerisierten Platten gegenüber den naß polymerisierten damit, "daß die im

Wasserbad polymerisierten durch die Quellung schon in der Küvette die entstandene Schrumpfung zum Teil ausgleichen ".

JANKE (16) meint, "daß die polymerisationsbedingte Volumenverminderung durch Quellungsvorgänge infolge Wasseraufnahme während des verlängerten Aufenthaltes in der Gipsform weitgehend kompensiert wird ".

TAPPE (44) zeigt in der Wasseraufnahme der Kunststoffe folgende Konsequenzen auf:

1. Die physikalisch-mechanischen Eigenschaften, außer der Schlagzähigkeit, werden schlechter.
2. Während der Quellung finden Dimensionsveränderungen statt.
3. Die Kunststoffe nehmen mit dem Wasser auch Substanzen auf, die möglicherweise einen Nährboden für Bakterien bilden. Es werden dadurch unhygienische Verhältnisse geschaffen.

C. Verarbeitungsverfahren der untersuchten Kunststoffe

a. Bei den untersuchten Kunststoffen handelt es sich um

- | | |
|-------------------|------------------------|
| 1. Paladon 65 | (Heißpolymerisat) |
| Hersteller | : Firma Kulzer |
| Chargennr. | : Polymer 7103233 |
| | Monomer 7111682 |
| Typ u. Gruppe | : Typ 1 ; Kl. 1 |
| 2. SR-Ivocap-Plus | (Heißpolymerisat) |
| Hersteller | : Firma Ivoclar |
| Chargennr. | : 24305 |
| Typ u. Gruppe | : Typ 1 ; Gruppe 2 |
| 3. Intopress | (Kaltpolymerisat) |
| Hersteller | : Firma Kulzer |
| Chargennr. | : Polymer 805 106 |
| | Monomer 8070497 |
| Typ u. Gruppe | : Typ 2 ; Kl. 1 |
| 4. Castdon 45 | (Warmpolymerisat) |
| Hersteller | : Firma Dreve-Dentamid |
| Chargennr. | : Polymer 3878 |

Auf die Chemie dieser Kunststoffe näher einzugehen erübrigt sich, da die Methacrylate in vielen Untersuchungen und Beschreibungen bereits in ausführlicher Form abgehandelt worden sind.

b. Darstellung der Verarbeitungsverfahren.

ad. 1 Stopf-Preß-Technik mit Paladon 65

Der ausmodellierte Wachsprüfkörper wird mit Moldanogips in die Kuvette eingebettet. Nach dem Ausbrühen erfolgt die Isolierung des noch warmen Gipses mit Alginat-Isolierung. Nach Vorschrift des Herstellers werden Pulver und Flüssigkeit angemischt. Etwa 10 Minuten später kann mit dem Stopfen begonnen werden. Der Teig wird nach gutem Durchspateln in die Kuvette eingelegt und nach einer Probepressung ca. 10 Minuten lang mit einem Druck von etwa 3 bar gepreßt. Die Kuvette wird in kaltem Wasser aufgesetzt und langsam auf 70 °C erwärmt. Diese Temperatur wird 30 Minuten lang eingehalten und anschließend auf 100 °C erhitzt. Die Kochzeit beträgt nochmals 30 Minuten. Es erfolgt dann eine langsame Abkühlung bis auf Zimmertemperatur und das Ausbetten der Kuvette.

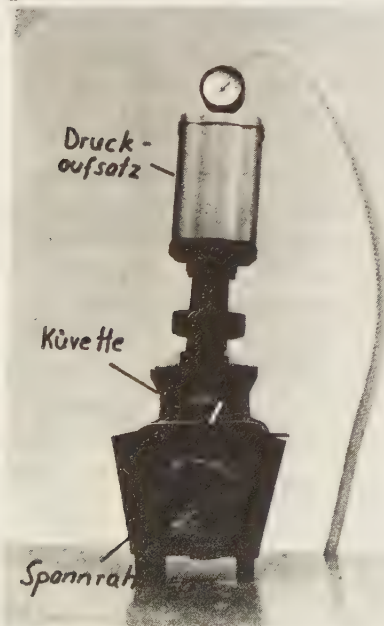
ad. 2 SR-Ivocap-Verfahren

Es handelt sich hier um ein Einpreß-Verfahren, für das neben Druckaufsatz und Spannrahmen eine Spezialkuvette erforderlich ist. Diese ist im Innern teilweise mit Kunststoff ausgekleidet. Boden und Kuvettendeckel bestehen ebenfalls aus Kunststoff. Durch diese wärmeisolierten Partien erfolgt in der Kuvette eine kontrollierte Polymerisation von unten nach oben; d. h., der den Injektionskanälen am weitesten entfernte Punkt beginnt zuerst mit der Polymerisation, die sich dann bis zum Einspritzkanal langsam ausbreitet. Die dabei eintretende Schrumpfung wird durch nachfließendes Material ausgeglichen. Als Modellma-

terial wird ein spezieller Gips (Ivocap-Modellmaterial) (Mischungsverhältnis $30 \text{ cm}^3 : 100 \text{ g}$ Gips) verwendet.

Die Expansion des Gipses beträgt nach Angaben des Herstellers 0,6 %. Der Kunststoff SR-Ivocap-Plus wird in Kapseln (Polymer 20 g, Monomer ca. 30 ml) angeboten. Das Anmischen geschieht 5 Minuten lang mit Hilfe eines Kapselmischgerätes.

Die vorbereitete und geschlossene Kuvette wird in einen Spannrahmen eingesetzt, unter einer hydraulischen Presse mit 3 bar Druck belastet und verriegelt. Der angemischte Kunststoff kann nun mit Hilfe eines Druckaufsatzes in die gespannte Kuvette mit 6 bar eingepreßt werden. Nach 5 Minuten wird die gesamte "Ivocap-Einheit" (Abb. 1) mit dem Druckaufsatz für 35 Minuten in ein thermostatisch kontrolliertes Wasserbad (Köttermannwanne) von 95 - 100 °C gestellt.



bb. 1

(SR-Ivocap-Einheit
Spannrahmen, Kuvette
und Druckaufsatz)

Das Wasserniveau ist auf eine bestimmte Höhe des Spannr Rahmens eingestellt. Nach der Polymerisation wird die Ivocap-Einheit unter weiter anhaltendem Druck ca. 20 Minuten im Kaltwasserbad abgekühlt. Anschließend kann die Küvette ausgebettet werden.

ad. 3 Intopress-Verfahren

Es handelt sich hier um ein Einpreß-Verfahren, bei dem ein kaltpolymerisierender Kunststoff verarbeitet wird. Bei diesem Verfahren treten nur minimale Temperaturdifferenzen zwischen Kunststoff und Gips auf, wodurch es nicht zu einer unterschiedlichen thermischen Expansion beider Materialien kommt. Neben einer Spezialküvette ist ein hydraulisch-pneumatisches Injektionsgerät erforderlich. (Abb. 2)

Das Polymer ist in einem Beutel (30 g) konfektioniert. 15 ml Intopress-Flüssigkeit werden in einem Anmischgefäß vorgelegt und ein Beutel Intopress - Pulver hinzugegeben. Der Anmischvorgang soll nicht länger als ca. 30 s dauern. Der Kunststoffteig wird nach Beendigung der Anquellzeit ca. 2 Minuten (sobald sich der Teig von der Gefäßwand löst) dem Anmischgefäß entnommen. Er wird einige Male durchgeknetet, in den "Faltenbalg" eingelegt und über den Füllzylinder in die mit Hartgips ausgelegte Küvette injiziert.

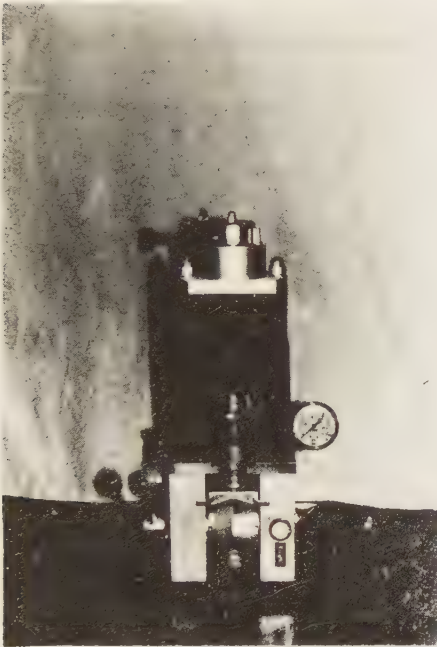


Abb. 2

Palamat Injektor
mit Injectopal-
Küvette

Sobald die Küvette gefüllt ist, tritt aus dem Entlüftungskanal Kunststoff aus. Zu diesem Zeitpunkt werden am Manometer zwischen 85 u. 95 bar abgelesen. Die Injektion wird durch Abschalten des Gerätes unterbrochen, wobei die Küvette 10 Minuten unter Halte-
druck im Palamat Injektor bleibt. Die Küvette kann dann aus dem Gerät entnommen werden. Bis zum Ausbetten müssen noch weitere 10 Minuten abgewartet werden.

ad. 4 Gießverfahren Castdon 45

Nach Angaben des Herstellers handelt es sich beim Kunststoff Castdon 45 um kein reines Kaltpolymerisat, sondern um ein "aminreduziertes" Produkt,

welches zwischen einem Kalt- und Heißpolymerisat liegt und somit mit "Warmpolymerisat" bezeichnet wird. So polymerisiert dieser Kunststoff bei 45 °C und einem Druck von 6 bar innerhalb von 20 Minuten aus. Er wird in einem Verhältnis von 1 : 3 (Flüssigkeit/Pulver) angerührt. Die Verarbeitung des Kunststoffes setzt ebenfalls eine Spezialkuvette voraus, in die das gesockelte Modell mit einer Doublerrmasse (ein reversibel thermoplastisches Gel auf Hydrokolloidbasis) eingebettet wird. Die zum Gießen vorbereitete Kuvette wird in die Zentrifuge "Fugo-Jet" eingesetzt. (Abb. 3)



Abb. 3

Fugo-Jet

Das Einschleudern des Kunststoffes erfolgt mit einer Drehzahl von ca. 180 min^{-1} . Der angemischte Kunststoff wird in einem dünnen Strahl in den Gummiverteiler einsatz des Fugo-Jet eingegossen und durch die Rotationsbewegung in die Kuvetten gepresst.

Die anschließende Polymerisation erfolgt in einem Drucktopf, dem "Poly-Jet", bei 45 °C und einem Druck von 6 bar. Die Polymerisation ist nach 20 Min.

beendet und das Ausbetten der Kuvette kann erfolgen.

1.1. Prüfung der Polymerisationsschrumpung

1.1.1. Herstellung der OK - Prothesenplatten

Als Ausgangsform wurden zwei OK - Modelle mit einem flachen bzw. tiefen Gaumen aus Palavit M hergestellt. Die Modelle hatten keine untersichgehenden Stellen. Im Bereich des Tubers wurden in der Transversalen zwei zueinander parallele Bezugsflächen eingefräst. (Abb. 4)

Von diesen " Urmodellen " wurden mit Hilfe einer Industrie-Dubliermasse (Silikon-Kautschuk der Firma Wacker-Chemie) je 7 Modelle aus Moldanogips im Verhältnis 10 Gewichtsteile Gips : 3 Gewichtsteile Wasser hergestellt. Für das SR-Ivocap-Verfahren wurde Ivocap-Modellmaterial verwendet. Es folgte nun das Ausmessen der Meßstrecke a (Abb.4) eines jeden Gipsmodells mit Hilfe eines Meßmikroskopes. (s.S. 20)

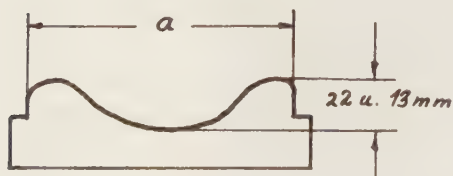


Abb. 4

Urmodell

Auf jedem Modell wurde anschließend eine Prothesenplatte aus Wachs in doppelter Wachsplattenstärke mit einem 5mm hohen und 5 mm breiten Wall angefertigt. Die ausmodellierten " Wachsprothesen " wurden mit Moldanogips (konstantes Mischungsverhältnis) bzw. beim Gießverfahren mit " Gelon Super " in die Kuvetten ein-

gebettet. Die anschließende Polymerisation erfolgte wie bei den einzelnen Verfahren (s.S. 14 ff.) beschrieben wurde.

1.1.2. Herstellung der Prüfstäbe

Als Ausgangsmodell diente eine Metallplatte (55 x 10 x 3 mm). Die Ränder der Metallplatte waren ca. 2° gegen die größte Auflagefläche geneigt. Lediglich im Bereich der Mitte der 10 mm breiten Stirnflächen befand sich eine planparallele Meßfläche von etwa 3 mm Länge. Das Einbetten und die Polymerisation erfolgte wie S. 36 ff. bzw. S. 14 ff. beschrieben.

1.3. Prüfanordnung

Die Messung der Längenänderung an je 7 Prüfprothesen und je 10 Prüfstäben erfolgte mit dem Werkzeug-Meßmikroskop 100/50 " digital" (Firma Zeiss) .(Abb. 5)

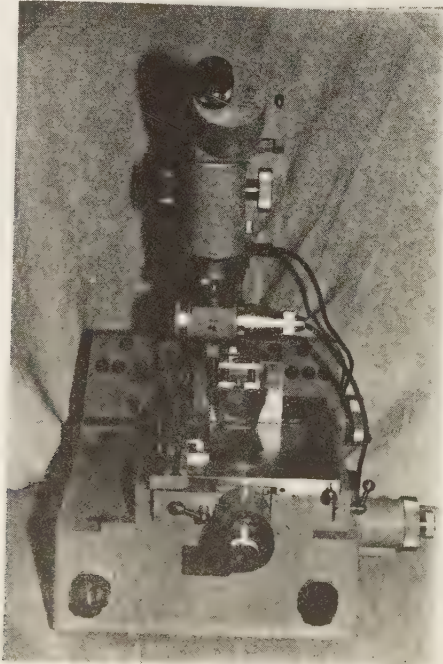


Abb. 5

Werkzeug-Meßmikroskop
mit Spannvorrichtung
und Prüfprothese

Zur Festlegung des Ausgangs- oder "Nullwertes" mußte die Meßstrecke a (Abb. 4) der Gipsmodelle, sowie die Länge der Metallplatte vermessen werden. Unmittelbar nach dem Ausbetten der Prüfkörper erfolgte die zweite Messung. Die Schrumpfung der Prüfkörper wurde aus der Differenz des (Nullwertes" mit der zweiten Messung errechnet.

Nach 24-stündiger Lagerung bei Raumtemperatur folgte eine zusätzliche Messung, die Auskunft über eine weitere Schrumpfung des Kunststoffes infolge Nachpolymerisation und Austrocknung gab. Die Prüfprothesen und Prüfstäbe wurden danach 6 Wochen lang im Wasserbad bei $37 \pm 1^{\circ}\text{C}$ gelagert.

Die Messung der Quellung infolge Flüssigkeitsaufnahme erfolgt wöchentlich.

1.4. Auswertung der Ergebnisse

Die Messungen der Längenänderung eines 55 mm langen Prüfkörpers bezogen auf den Ausgangswert ergaben 24 h nach dem Ausbetten verminderte Werte zwischen 0,47 - 0,83 %. Dabei zeigte das Heißpolymerisat Paladon 65 das höchste Ergebnis. Die untersuchten Kunststoffe wiesen folgende Werte auf:

1. SR-Ivocap-Plus	0,47 %
2. Intopress	0,49 %
3. Castdon 45 (nicht geschleudert)	0,53 %
4. Castdon 45 (geschleudert)	0,56 %
5. Paladon 65	0,83 %

Die Werte der 24-stündigen Nachschrumpfung (b im Histogramm der Abb. 6) konnten durch Längenänderung der sechs Wochen dauernden Wasserlagerung (c) bei allen geprüften Kunststoffen mehr als ausgeglichen, der Ausgangswert jedoch nicht erreicht werden. (Tab. 1. - 5.)

Ähnliches Verhalten konnte bei den Prüfprothesen festgestellt werden. Die Werte 24 h nach dem Ausbetten betrugen 0,31 - 0,40 %.

	Flacher Gaumen	Tiefer Gaumen
1. Intopress	0,31 %	0,33 %
2. SR-Ivocap-Plus	0,34 %	0,34 %
3. Castdon 45 (nicht geschl.)	0,34 %	0,36 %
4. Castdon 45 (geschleudert)	0,38 %	0,40 %
5. Paladon 65	0,39 %	0,38 %

Auch hier konnten die Werte der 24-stündigen Nachschrumpfung zwar durch die Wässerung voll ausgeglichen

werden, es blieb aber dennoch eine negative Dimensionsänderung erhalten. (Abb. 7)

Ein Einfluß der Gaumenform (flach, tief) auf die Höhe der Polymerisationsschrumpfung (Tab. 6 - 15) konnte nicht eindeutig festgestellt werden.

1.5. Diskussion der Ergebnisse

Die Längenausdehnung der Prüfstäbe 24 Stunden nach dem Ausbetten bezogen auf den Ausgangswert bestätigen die Untersuchungen von (TORNER) (46). Er fand bei einer Prüfkörperlänge von ca. 50 mm eine Schrumpfung bei Paladon 65 von 0,425 mm, was umgerechnet 0,85 % entspricht. Für Kaltpolymerisate gab er eine Verkleinerung von 0,23 mm, d.h. 0,46 % an.

EHRICHT (10) fand für Gießkunststoffe Schrumpfungswerte von 0,55 - 0,65 mm bzw. 1,05 - 1,23 %.

Bei den Prüfprothesen konnten zwar ähnliche, im Wert jedoch geringere Schrumpfungen gemessen werden. Deutlich kleiner waren die Abstände der Werte innerhalb der untersuchten Kunststoffe. Dabei zeigte sich, daß zwischen Paladon 65 und Castdon 45 (geschleudert) fast kein Unterschied bestand. Die Ursache dieser veränderten Meßwerte ist in der "nicht linearen Form" der Prothese begründet. Nicht erklärt ist das Phänomen, daß beim Gießkunststoff Castdon 45 (geschleudert) die Prüfkörper und die Prüfprothesen, bei Verwendung der Zentrifuge höhere Schrumpfungswerte aufweisen, als beim nicht geschleuderten Castdon 45. Denkbar wäre, daß durch das Zentrifugieren eine Entmischung eintritt, die zu mikrostrukturellen Inhomogenitäten führt.

SCHROEDER (36), MARX (23) u. a. fanden für Kaltpolymerisate im Vergleich zu den Heißpolymerisaten eine

geringere Schrumpfung und somit eine bessere Paßgenauigkeit der Prothesen. Dies konnte in den Untersuchungen bestätigt werden, jedoch mit der Einschränkung, daß das Heißpolymerisat SR-Ivocap-Plus in Bezug auf die Polymerisationsschrumpfung nur geringfügig schlechter abschneidet als das Kaltpolymerisat. Offensichtlich gelingt es bei diesem Verfahren, wie schon MARX (19) berichtet, durch das Nachpressen während der Polymerisation, sowohl die Polymerisationsschrumpfung als auch die Abkühlungskontraktion weitgehend auszuschalten.

Nach einigen Autoren u.a. EHRLICH (10), BAWENDI (4,5) entsprechen die Formänderungen der Gießkunststoffe denen der konventionellen Prothesenmaterialien.

Dagegen fanden RUSCH (31), Kraut (17), EBERLE (9) u.a. für die Gießkunststoffe eine weniger gute Paßform.

1. Paladon 65

2. SR.-Jvocap-Plus

3. Intopress

4. Castdon 45 nicht
geschleudert

5. Castdon 45 geschl.

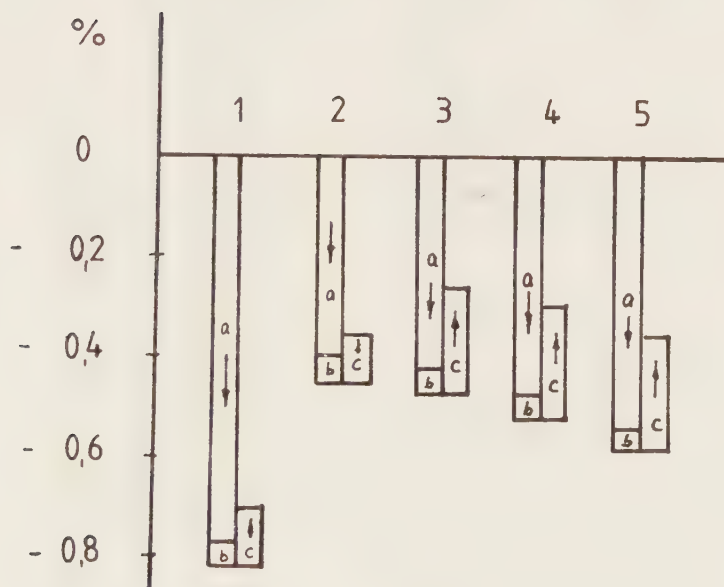


Abb. 6 Prozentuale Dimensionsveränderungen (Mittelwert aus 10 Prüfkörpern) nach dem Ausbetten (a), nach 24 Stunden (b) und nach 6 wöchiger Wasserlagerung bei $(37 \pm 1^\circ \text{C})$ für 5 Herstellungsverfahren.

2. SR-Ivocap-Plus

4. Castdon 45 nicht geschleudert

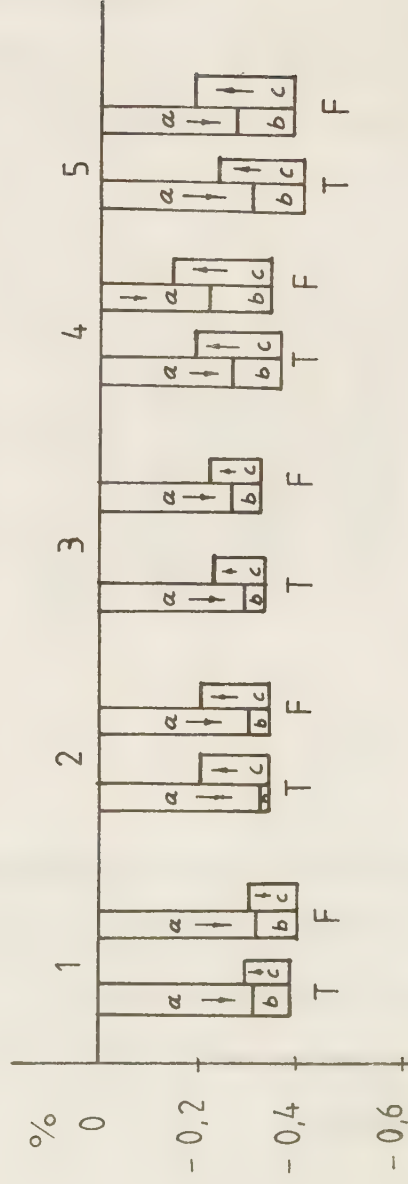


Abb. 7 Prozentuale Dimensionsveränderungen (Mittelwert aus je 7 Prüfprothesen) nach dem Ausbetten (a), nach 24 Stunden (b) und nach 6-wöchiger Wasserlagerung bei ($37 \pm 1^\circ\text{C}$) für 5 Herstellungsverfahren.

T = tiefer Gaumen F = flacher Gaumen

Tab. 1 Längenveränderung von Paladon 65 Prüfkörpern
(Urmodell 55,00 mm lang)

L ä n g e (mm)			
Nr.	nach dem Ausbetten	24 h Luftlagerung	6 Wo. Wässerung
1	54,52	54,49	54,65
2	54,55	54,51	54,57
3	54,62	54,59	54,65
4	54,55	54,53	54,60
5	54,56	54,52	54,58
6	54,60	54,57	54,63
7	54,60	54,58	54,62
8	54,54	54,51	54,58
Mittelw.	54,57	54,54	54,60
Längen- änderung	-0,78 %	-0,83 %	-0,73 %

Tab. 2 Längenveränderung von SR-Ivocap-Plus Prüfkörpern
(Urmodell 55,00 mm lang)

L ä n g e (mm)			
Nr.	nach dem Ausbetten	24 h Luftlagerung	6 Wo. Wässerung
1	54,75	54,72	54,77
2	54,73	54,69	54,75
3	54,83	54,80	54,86
4	54,77	54,73	54,78
5	54,76	54,72	54,78
6	54,78	54,76	54,80
7	54,79	54,75	54,81
8	54,79	54,76	54,82
Mittelw.	54,78	54,74	54,80
Längen- änderung	- 0,40%	-0,47 %	-0,36%

Tab. 3 Längenveränderung von Intopress Prüfkörpern
(Urmodell 55,00 mm lang)

L ä n g e (mm)			
Nr.	nach dem Ausbetten	24 h Luftlagerung	6 Wo. Wässerung
1	54,75	54,72	54,85
2	54,73	54,71	54,81
3	54,78	54,76	54,82
4	54,74	54,70	54,85
5	54,72	54,69	54,87
6	54,75	54,72	54,82
7	54,81	54,78	54,88
8	54,79	54,76	54,87
Mittelw.	54,76	54,73	54,85
Längen- änderung	-0,44%	-0,49%	-0,27%

Tab. 4 Längenveränderung von Castdon 45 (nicht geschleudert)
Prüfkörpern (Urmodell 55,00 mm)

L ä n g e (mm)			
Nr.	nach dem Ausbetten	24 h Luftlagerung	6 Wo. Wässerung
1	54,74	54,71	54,83
2	54,80	54,77	54,87
3	54,71	54,69	54,81
4	54,64	54,60	54,74
5	54,71	54,68	54,80
6	54,66	54,63	54,76
7	54,81	54,78	54,89
8	54,82	54,79	54,90
Mittelw.	54,74	54,71	54,83
Längen- änderung	-0,47%	-0,53%	-0,31

Tab. 5 Längenveränderung von Castdon 45 (geschleudert)
(Urmodell 55,00 mm lang)

L ä n g e (mm)

Nr.	nach dem Ausbetten	24 h Luftlagerung	6 Wo. Wässerung
1	54,78	54,75	54,88
2	54,68	54,64	54,78
3	54,61	54,58	54,72
4	54,74	54,71	54,83
5	54,71	54,68	54,81
6	54,80	54,78	54,88
7	54,64	54,60	54,75
8	54,78	54,75	54,87
Mittelw.	54,72	54,69	54,82
Längen- änderung	-0,51%	-0,56%	-0,33%

Tab. 6 Transversale Längenänderung von Paladon 65
OK-Prüfprothesen (Tiefer Gaumen)

Transversale Meßstrecke (mm)				
Gipsmodell		Prothese		
nach Herstellung	nach d.Ausbetten	24 h Luftlag.	6 Wo.Wässerung	
1	57,97	57,74	57,70	57,75
2	58,10	57,92	57,87	57,93
3	58,12	57,98	57,95	58,00
4	58,00	57,80	57,78	57,80
5	58,01	57,85	57,81	57,86
6	57,94	57,76	57,73	57,77
7	57,99	57,83	57,79	57,83
Mittelw.	58,02	57,84	57,80	57,85
Längenänderung	-0,31%	-0,38%	-0,29%	

Tab. 7 Transversale Längenänderung von Paladon 65
OK-Prüfprothesen (Flacher Gaumen)

		Transversale Meßstrecke (mm)		
Gipsmodell	Prothese			
nach Herstellung	nach d.Ausbetten	24h Luftlag.	6 Wo.Wässerung	
1	58,75	58,57	58,51	58,57
2	58,78	58,56	58,49	58,58
3	58,72	58,55	58,47	58,56
4	58,82	58,70	58,63	58,71
5	58,80	58,56	58,53	58,57
6	58,80	58,64	58,61	58,65
7	58,86	58,72	58,69	58,73
Mittelw.	58,79	58,61	58,56	58,62
Längenänderung	-0,31%	-0,39%	-0,29%	

Tab. 8 Transversale Längenänderung von SR-Ivocap-Plus
OK-Prüfprothesen (Tiefer Gaumen)

Gipsmodell	Transversale Meßstrecke (mm)			
	Prothese			
nach Herstellung	nach d.Ausbetten	24h Luftlag.	6 Wo.Wässerung	
1	58,15	57,95	57,94	58,02
2	58,20	58,03	58,02	58,10
3	58,23	58,04	58,03	58,10
4	58,18	57,99	57,97	58,04
5	58,18	57,95	57,94	58,03
6	58,20	58,05	58,03	58,12
7	58,19	57,99	57,98	58,05
Mittelwert	58,19	58,00	57,99	58,07
Längenänderung		-0,33%	-0,34%	-0,20%

Tab. 9 Transversale Längenänderung von SR-Ivocap-Plus
OK-Prüfprothesen (Flacher Gaumen)

Gipsmodell	Transversale Meßstrecke (mm)			
	Prothese			
nach Herstellung	nach d.Ausbetten	24h Luftlag.	6 Wo.Wässerung	
1	58,88	58,70	58,68	58,76
2	58,95	58,77	58,76	58,85
3	58,95	58,75	58,72	58,79
4	58,96	58,76	58,74	58,83
5	58,94	58,77	58,74	58,82
6	58,94	58,81	58,80	58,87
7	58,90	58,72	58,68	58,77
Mittelwert	58,93	58,75	58,73	58,81
Längenänderung		-0,31%	-0,34%	-0,20%

Tab. 10 Transversale Längenänderung von Intopress
OK-Prüfprothesen (Tiefer Gaumen)

		Transversale Meßstrecke (mm)		
Gipsmodell	nach Herstellung	Prothese		
		nach d. Ausbetten	24h Luftlag.	6 Wo. Wässerung
1	58,04	57,84	57,82	57,87
2	57,95	57,85	57,83	57,89
3	58,01	57,83	57,80	57,87
4	58,04	57,86	57,85	57,90
5	58,04	57,84	57,82	57,86
6	58,03	57,90	57,87	57,93
7	58,08	57,91	57,89	57,95
Mittelwert 58,03		57,86	57,84	57,90
Längenänderung		-0,29%	-0,33%	-0,22%

Tab. 11 Transversale Längenänderung von Intopress
OK-Prüfprothesen (Flacher Gaumen)

		Transversale Meßstrecke (mm)		
Gipsmodell	nach Herstellung	Prothese		
		nach d. Ausbetten	24h Luftlag.	6 Wo. Wässerung
1	58,70	58,51	58,49	58,53
2	58,68	58,53	58,48	58,54
3	58,78	58,58	58,56	58,60
4	58,74	58,58	58,54	58,59
5	58,88	58,73	58,70	58,75
6	58,81	58,70	58,67	58,73
7	58,72	58,65	58,62	58,69
Mittelwert 58,76		58,61	58,58	58,63
Längenänderung		-0,26%	-0,31%	-0,22%

Tab. 12 Transversale Längenänderungen von Castdon 45
(nicht geschl.) OK-Prüfprothesen (Tiefer Gaumen)

Transversale Meßstrecke (mm)				
Gipsmodell	Prothese			
nach Herstellung	nach d.Ausbetten	24h Luftlag.	6 Wo.Wässerung	
1	57,98	57,84	57,78	57,88
2	58,01	57,87	57,81	57,92
3	58,00	57,86	57,80	57,89
4	57,90	57,75	57,68	57,77
5	57,90	57,77	57,70	57,81
6	57,96	57,78	57,72	57,84
7	58,01	57,90	57,85	57,92
Mittelwert	57,97	57,82	57,76	57,86
Längenänderung		-0,26%	-0,36%	-0,19%

Tab. 13 Transversale Längenänderungen von Castdon 45
(nicht geschl.) OK-Prüfprothesen (Flacher Gaumen)

Transversale Meßstrecke (mm)				
Gipsmodell	Prothese			
nach Herstellung	nach d.Ausbetten	24h Luftlag.	6 Wo.Wässerung	
1	58,62	58,50	58,42	58,54
2	58,76	58,66	58,56	58,69
3	58,72	58,59	58,52	58,64
4	58,68	58,57	58,50	58,61
5	58,78	58,68	58,57	58,69
6	58,64	58,50	58,44	58,56
7	58,73	58,60	58,51	58,65
Mittelwert	58,70	58,57	58,50	58,62
Längenänderung		-0,22%	-0,34%	-0,14%

Tab. 14 Transversale Längenänderungen von Castdon 45
(geschleudert) OK-Prüfprothesen (Tiefer Gaumen)

Transversale Meßstrecke (mm)				
Gipsmodell	Prothese			
nach Herstellung	nach d.Ausbetten	24 h Luftlag.	6 Wo.Wässerung	
1	57,94	57,75	57,70	57,79
2	57,95	57,76	57,69	57,77
3	58,06	57,92	57,87	57,95
4	58,04	57,89	57,85	57,94
5	58,06	57,86	57,81	57,88
6	58,07	57,88	57,85	57,94
7	58,06	57,84	57,80	57,87
Mittelwert	58,02	57,84	57,79	57,88
Längenänderung		-0,31%	-0,40%	-0,24%

Tab. 15 Transversale Längenänderungen von Castdon 45
(geschleudert) OK-Prüfprothesen (Flacher Gaumen)

Transversale Meßstrecke (mm)				
Gipsmodell	Prothese			
nach Herstellung	nach d.Ausbetten	24 h Luftlag.	6 Wo.Wässerung	
1	58,69	58,49	58,44	58,56
2	58,73	58,57	58,51	58,63
3	58,78	58,66	58,60	58,72
4	58,83	58,64	58,58	58,70
5	58,82	58,62	58,56	58,67
6	58,88	58,72	58,65	58,75
7	58,83	58,70	58,64	58,76
Mittelwert	58,79	58,63	58,57	58,68
Längenänderung		-0,27%	-0,38%	-0,19%

2. Prüfung von Elastizitätsmodul und Biegefestigkeit

Die vier verschiedenen Kunststoffe wurden auf Elastizitätsmodul und Biegefestigkeit in Anlehnung an die DIN 13907 auf unterschiedliches Verhalten geprüft.

2.1. Herstellung der Prüfkörper

Für die Herstellung einer geeigneten Hohlform wurde als Matrize eine Metallplatte verwendet. Die Ränder der Metallplatte waren etwa 2° gegen die größte Auflagefläche geneigt. (Abb. 8)

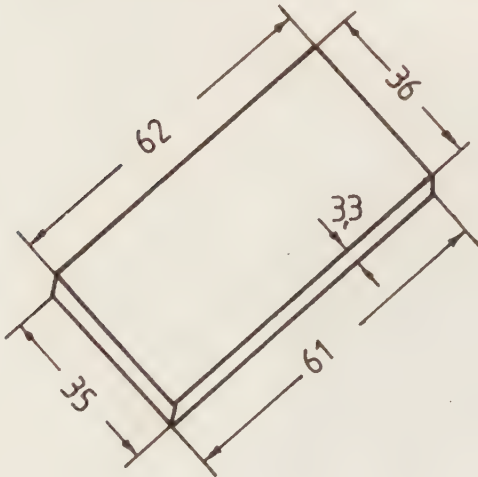


Abb. 8 Metallplatte
als Modell

Damit die Prüfkörperplatte leicht aus der Kuvette entfernt werden konnte, erwies es sich als vorteilhaft, die Ränder zusätzlich dünn mit Wachs zu beschichten.

Es folgte nun ein möglichst blasenfreies Einbetten der Metallplatte in die Küvette. Zum Einbetten wurde stets die gleiche Hartgipssorte (Moldano, Firma Bayer) verwendet. Die Metalloberfläche und der Rand der Küvettenunterhälfte bildeten eine plane Fläche. Nach Gipsisolierung wurde der Konter ebenfalls mit Moldano-gips ausgegossen.

Die Küvetten ließen sich, nach Abhärtung des Gipses und einem Erwärmen im Ausbrühautomat 5 min bei etwa 90°C, leicht trennen. Die Metallplatten konnten wegen der schrägen Kanten und der " Wachsisolierung " gut entfernt werden. Die noch vorhandenen Wachsreste ließen sich durch kurzes Ausbrühen beider Küvettenhälften beseitigen.

Für die Verfahren SR-Ivocap-Plus und Intopress sind Spezialküvetten erforderlich. Das Einbetten der Metallplatten erfolgte wie oben bereits beschrieben. Allerdings mußten hier zusätzliche Einspritz - bzw. Entlüftungskanäle angebracht werden.

Die Verarbeitung des Gießkunststoffes Castdon 45 setzt ebenfalls eine Spezialküvette voraus. Hier wurde jedoch die Küvette mit der Gelmasse " Gelon Super " gefüllt. Materialeingußkanal und Luftab - laßkanäle mußten in die Gelmasse eingestochen werden.

Die Küvettenhälften wurden nach den Angaben des Herstellers isoliert. Die Polymerisation erfolgte wie bei den Verfahren bereits beschrieben. (s.S. 14 ff.)

2.2. Bearbeitung der Prüfkörper

Die Platten wurden auf die Länge von $60 \pm 0,1$ mm abgeschliffen. Aus jeder Prüfkörperplatte mußten drei Prüfkörper mit einer Deckel-Fräsmaschine herausgesägt werden. (Abb.9)

Die Drehzahl des 60 mm Durchmesser großen Scheibenfräasers mit einer Breite von 1 mm betrug 250 min^{-1} bei einem Vorschub von 80 mm/min.

Zur Vermeidung von Form- und Strukturänderungen müssen die Platten mit Bohremulsion gekühlt werden. Bis zur Durchführung des Biegeversuchs lagerten die Prüfkörper 10 Tage im Wasser bei einer Temperatur von $37 \pm 1^\circ \text{ C}$.

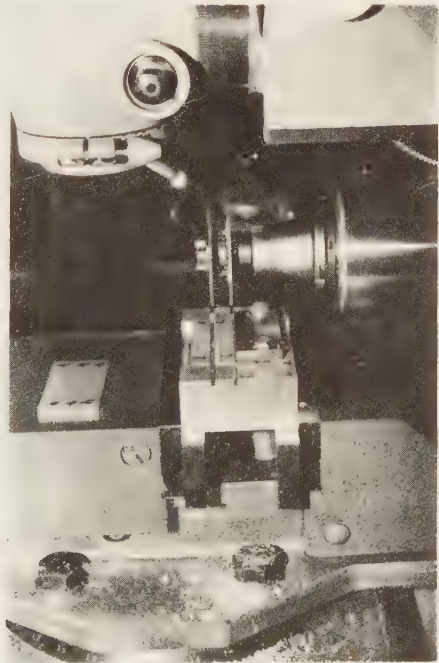


Abb. 9 Deckel-Fräsmaschine mit Spannvorrichtung

2.3. Prüfanordnung

Mit der Zug- und Biege-Prüfmaschine Typ 1441 der Firma Zwick (Abb. 10) wurde die Biegeprüfung durchgeführt. Die elektronische Registrierung und Regulierung der Kräfte ermöglichten es, die Deformationsgeschwindigkeit über die ganze Versuchsdauer konstant zu halten.

An das Gehänge der Prüfmaschine wurde ein Kunststoffbecken angebracht.

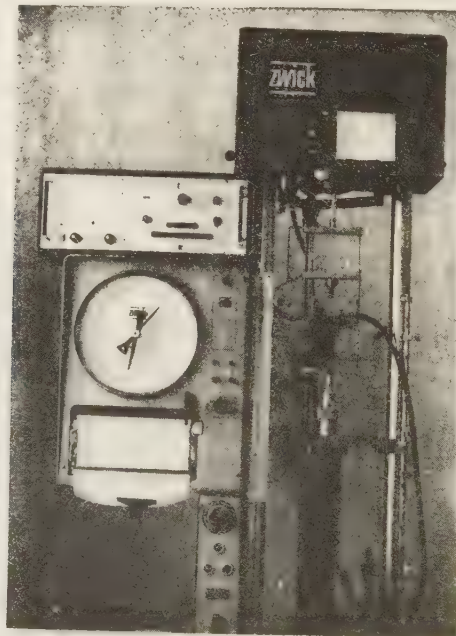


Abb. 10
Zug- und Biege-
prüfmaschine
Typ 1441

Dieses mit destilliertem Wasser gefüllte Becken konnte über ein Umwälz- und Badthermostat der Firma HAAKE konstant auf 37°C gehalten werden. Die Prüf-

körper wurden auf einem Auflagebock ausgerichtet, der am Boden des Kunststoffbeckens befestigt war. (Abb. 11)

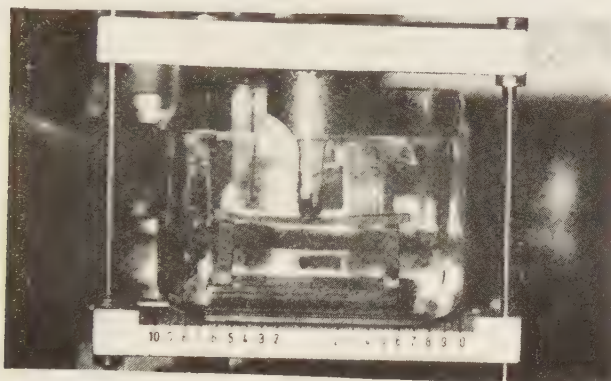


Abb. 11 Becken mit Auflagebock und Prüfkörper

Die Stützweite des Auflagebockes betrug 50 mm . Der Vorschub der Durchbiegung wurde bei sämtlichen Prüfkörpern auf 5 mm/min eingestellt. Der Kraftmeßbereich betrug 200 N; der Papiervorschub wurde auf 10 : 1 eingestellt.

2.4. Versuchsdurchführung

Vor der Durchführung der Biegeprüfung mußten Höhe und Breite der Prüfkörper mit einer Meßuhr auf 0,01 mm genau bestimmt werden. Die Meßpunkte entsprachen dem Angriffspunkt der Druckfinne. Die Prüfkörper wurden anschließend auf dem Auflagebock mit einer Stützweite von 50 mm so ausgerichtet, daß die Druckfinne genau in der Mitte auf den Prüfstab auftraf.

Das Kraft-Dehnungsdiagramm (Abb. 12) wird über das Schreibgerät aufgezeichnet. Die Kraftkoordinate liegt senkrecht zur Laufrichtung des Papiers. Die Papierbreite (100 Skalenteile) entspricht dem Höchstwert des jeweils gewählten Meßbereiches.

Bei dem gewählten Kraftmeßbereich von 200 N entspricht ein Skalenteil 2 N .

Die Dehnungskordinate liegt in Laufrichtung des Diagrammpapiers.

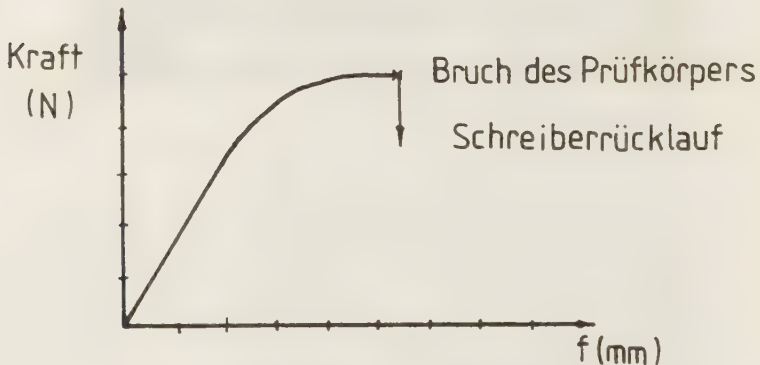


Abb. 12 Kraft-Dehnungsdiagramm

Um den tatsächlichen Dehnungswert zu erhalten, muß der im Diagramm abgelesene Wert durch 10 dividiert werden, da die Aufzeichnung im Verhältnis von 10 : 1 erfolgte.

2.5. Auswertung

2.5.1. Bestimmung des Elastizitätsmoduls

Das elastische Verhalten eines Körpers wird durch den Elastizitätsmodul charakterisiert. Er bezeichnet das Verhältnis zwischen Spannung und Dehnung in demjenigen Teil des elastischen Gebietes, in dem das HOOKsche Gesetz gilt, d.h. in dem Spannungen und Längenänderungen linear proportional sind. ($\sigma = \epsilon \cdot E$)
Der Elastizitätsmodul E ist der Proportionalitätsfaktor dieser Beziehung.

Die Durchbiegung f und der E - Modul stehen zueinander in der Beziehung

$$f = \frac{P \cdot l^3}{48 \cdot E \cdot I} \quad (1)$$

Daraus folgt für E

$$E = \frac{P \cdot l^3}{48 \cdot f \cdot I} \quad (2)$$

Für den rechteckigen Querschnitt besteht für das Trägheitsmoment I die Beziehung

$$I = \frac{b \cdot h^3}{12} \quad (3)$$

I wird in (3) substituiert

$$E = \frac{P \cdot l^3}{4 \cdot f \cdot b \cdot h^3} \quad (4)$$

Die verwendeten Symbole bedeuten:

b = Breite der Prüfkörper

h = Dicke der Prüfkörper

l = Stützweite (50 mm)

P = Prüflast

Nach DIN 13907 wird die Berechnung des E - Moduls zwischen 15 N und 35 N, sowie zwischen 15 N und 50 N verlangt, indiziert als E_{35} bzw. E_{50} .

Die Durchbiegung f (f_{35} , f_{50}) muß zwischen 15 N und 35 N bzw. 50 N aus dem Kraft - Dehnungs - Diagramm abgelesen werden. (Abb. 13)

E_{35} und E_{50} wird nach

$$E_{35} = \frac{1^3 \cdot P_{35}}{4 \cdot f_{35} \cdot b \cdot h^3} \quad \text{und} \quad E_{50} = \frac{1^3 \cdot P_{50}}{4 \cdot f_{50} \cdot b \cdot h^3}$$

berechnet.

P_{35} = Belastung zwischen 15 N und 35 N (= 20 N)

P_{50} = Belastung zwischen 15 N und 50 N (= 35 N)

Alle Variablen sind bekannt außer P und f, die aus dem Kraft - Dehnungs - Diagramm entnommen werden müssen. (Abb. 13)

Die Meßstrecke f wurde mit einem Meßokular bestimmt.

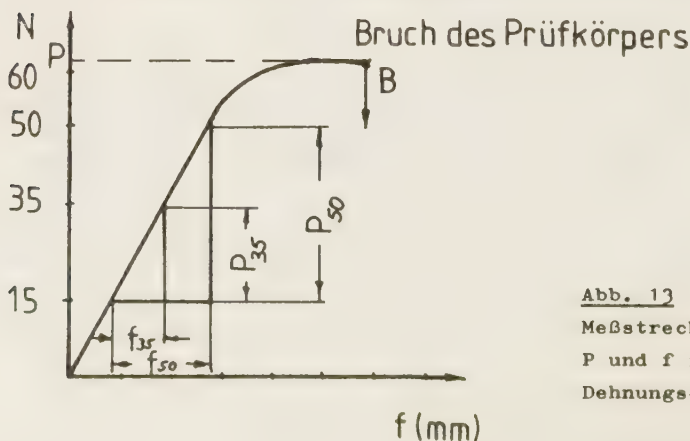


Abb. 13

Meßstrecken

P und f im Kraft-
Dehnungs-Diagramm

2.5.2 Bestimmung der Biegefestigkeit

Die Prüfkörper werden unter Dreipunktbelastung (Abb. 11) im Wasserbad bei 37 °C, bei einem Vorschub von 5 mm/min, kontinuierlich bis zum Bruch belastet. Die beim Bruch vorliegende Spannung nennt SCHWICKERATH (41) "Biegefestigkeit".

Dabei wird die obere Schicht des Prüfstabes verkürzt, d.h., sie wird einer Druckspannung ausgesetzt. In demselben Maße werden die unteren Schichten verlängert, d.h. sie stehen unter einer Zugspannung. Zwischen diesen beiden Schichten verläuft die "neutrale Faser" oder "Nullinie", die ihre ursprüngliche Länge beibehält, d.h. sie unterliegt keiner Spannung.

Die Biegefestigkeit "Sigma" wird nach folgender Formel berechnet:

$$\sigma_B = \frac{M}{W} \quad \frac{\text{Maximales Biegemoment}}{\text{Widerstandsmoment}} \quad (1)$$

Dabei ist das maximale Biegemoment $M_{\max}$ abhängig von der Größe der Last P, sowie ihrem Angriffspunkt und dem Abstand der Auflagen (Stützweite).

$$M_{\max} = \frac{P \cdot l}{4} \quad (2)$$

Das Widerstandsmoment W ist abhängig von der Form des Prüfstabes. Für den rechteckigen Querschnitt gilt

$$W = \frac{b \cdot h^2}{6} \quad (3)$$

Somit ergibt sich für die Berechnung von ϵ_B aus den Gleichungen (2) und (3)

$$\epsilon_B = \frac{P \cdot l \cdot 3}{2 \cdot b \cdot h^2} \quad (4)$$

Die Breite b und die Dicke h der Prüfkörper waren bekannt. Die Stützweite l betrug 50 mm. Der noch fehlende Wert P konnte aus den verschiedenen Kraft-Dehnungs-Diagrammen entnommen werden. (Abb. 13)

Dazu wurde vom Bruchpunkt B das Lot auf die Ordinate gefällt. Der Schnittpunkt gab den Wert für P an.

2.6. Versuchsergebnisse

Die Mittelwerte der Biegefestigkeit σ_B aus je 10 Versuchskörpern (Tab. 16 - 20) ergaben für die Heißpolymerisate Paladon 65 und SR - Ivocap - Plus sowie für den Gießkunststoff Castdon 45 nicht ge - schleudert die Gruppe ⁺ der höheren Werte.

Deutlich zurück lagen die Werte für das Kaltpoly - merisat Intopress und für den Gießkunststoff Castdon 45 geschleudert ⁺⁺. (Abb. 15)

+	Paladon 65	76 N / mm ²
	SR-Ivocap-Plus	76 N / mm ²
	Castdon 45 nicht geschl.	73 N / mm ²
++	Intopress	66 N / mm ²
	Castdon 45 geschleudert	64 N / mm ²

Somit kann eine Gruppe mit höheren Werten der Biege - festigkeit (Heißpolymerisate, ungeschleudeter Gieß - kunststoff) von der Gruppe mit niedrigeren Werten der Biegefestigkeit (Kaltpolymerisat, geschleudeter Gieß - kunststoff) unterschieden werden.

Die Zuordnung der E - Moduli führt zu derselben Gruppen - einteilung. (Abb. 14)

Paladon 65	$E_{35} = 1966 \text{ N/mm}^2$	$E_{50} = 1916 \text{ N/mm}^2$
SR-Ivocap-Plus	$E_{35} = 1909 \text{ N/mm}^2$	$E_{50} = 1878 \text{ N/mm}^2$
Castdon 45 nicht geschleudert	$E_{35} = 1856 \text{ N/mm}^2$	$E_{50} = 1781 \text{ N/mm}^2$
Intopress	$E_{35} = 1784 \text{ N/mm}^2$	$E_{50} = 1758 \text{ N/mm}^2$
Castdon 45 geschleudert	$E_{35} = 1745 \text{ N/mm}^2$	$E_{50} = 1708 \text{ N/mm}^2$

2.7. Diskussion der Ergebnisse

Von einigen Autoren wurden recht unterschiedliche Werte für die Biegefestigkeit und den E-Modul angegeben. Dies ist darauf zurückzuführen, daß die Versuchsergebnisse abhängig sind von der Prüfkörper - dicke (52), Prüftemperatur (42), Deformationsgeschwindigkeit (38) und der Einwirkungszeit der Last (40). Einig sind sich die Autoren darüber, daß die Festigkeits- und E-Modulwerte der Prothesenkunststoffe sehr hohe Werte einnehmen sollten, damit die Restzähne geschützt und der Kaudruck gleichmäßig auf das Prothesenlager verteilt wird.

Beurteilt man danach die untersuchten Kunststoffe, so stellt man fest, daß die Heißpolymerisate Paladon 65 und SR-Ivocap-Plus den Anforderungen am besten gerecht werden. Das Kaltpolymerisat Intopress und der Gießkunststoff Castdon 45 zeigen geringere E-Modul- und Festigkeitswerte. Dies würde für eine Prothese bei gleicher Belastung eine größere Durchbiegung bedeuten.

Der Gießkunststoff Castdon 45 nicht geschleudert zeigt merkwürdigerweise bessere Werte, als der unter Anwendung des " Fugo-Jets " (Zentrifuge) geschleuderte Kunststoff. Das Schleudern hat bei der Verarbeitung von Castdon 45 offensichtlich zu einer Verminderung der Biegefestigkeits- und E-Modulwerte geführt.

Eine Erklärung für diesen Effekt kann nicht gegeben werden.

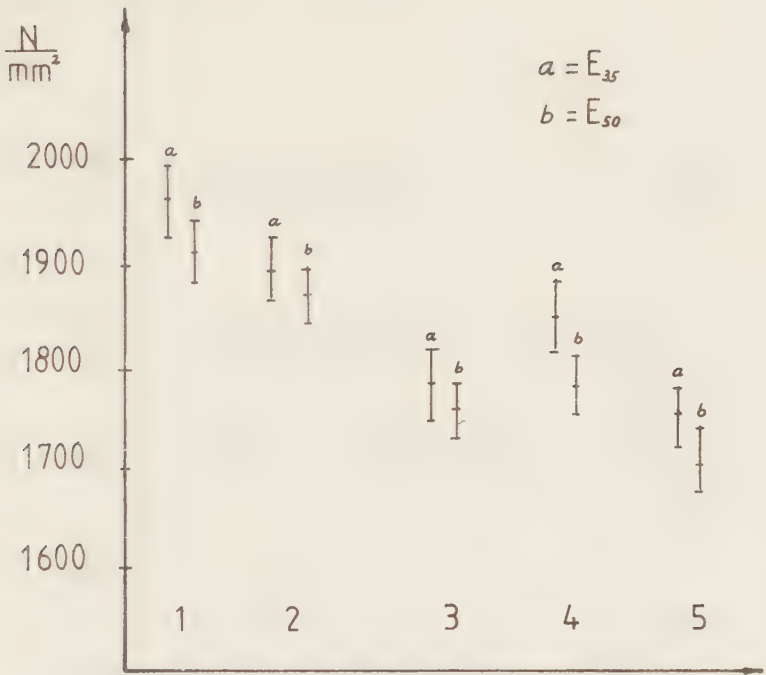


Abb.: 14 Mittelwerte und Standardabweichungen der E-Moduli E_{35} , E_{50} (je 10 Versuchskörper von 5 verschiedenen Kunststoffen).

1 Paladon 65

2 SR-Ivocap-Plus

3 Intopress

4 Castdon 45

nicht geschleudert

5 Castdon 45

geschleudert

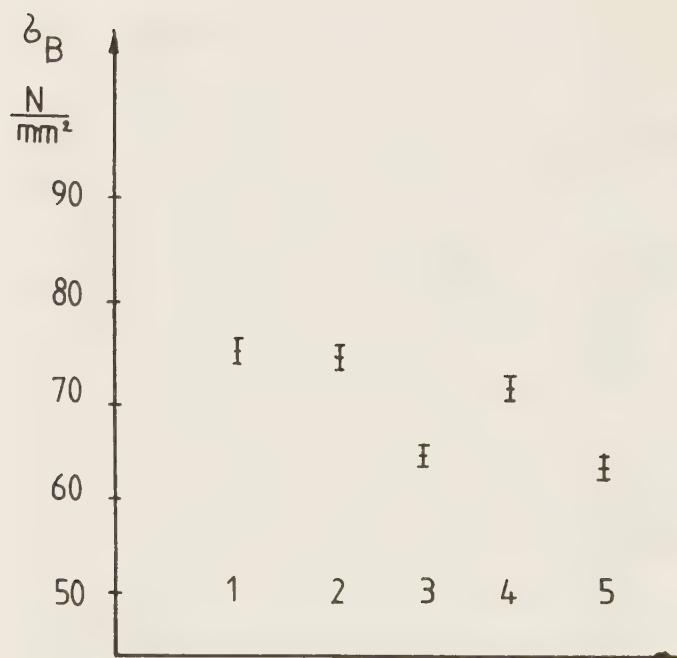


Abb.: 15 Mittelwerte und Standardabweichungen der Biegefestigkeit σ_B (je 10 Versuchskörper von 5 verschiedenen Kunststoffen).

1 Paladon 65

2 SR-Ivocap-Plus

3 Intopress

4 Castdon 45 nicht
geschleudert

5 Castdon 45
geschleudert

Versuch Nr.	b (mm)	h (mm)	P (N)	f ₃₅ (mm)	f ₅₀ (mm)	E ₃₅ (N/mm ²)	E ₅₀ (N/mm ²)	ε _B (N/mm ²)
1	10,07	3,37	118	0,79	1,43	2052	1984	77,36
2	10,06	3,43	118	0,76	1,38	2025	1952	74,74
3	10,07	3,37	120	0,82	1,48	1977	1917	78,67
4	10,07	3,35	118	0,84	1,48	1965	1951	78,33
5	10,07	3,49	123	0,74	1,32	1972	1936	75,21
6	10,06	3,46	119	0,81	1,45	1851	1810	74,11
7	10,06	3,33	113	0,84	1,52	2002	1936	75,97
8	10,07	3,36	116	0,83	1,49	1971	1921	76,52
9	10,07	3,35	111	0,84	1,53	1965	1888	73,68
10	10,06	3,37	119	0,86	1,52	1887	1869	78,10
Mittelwerte						1966	1916	76,27

Tabelle 16 Material: Paladon 65
Elastizitätsmodul und Biegefestigkeit

Versuch Nr.	b (mm)	h (mm)	P (N)	f ₃₅ (mm)	f ₅₀ (mm)	E ₃₅ (N/mm ²)	E ₅₀ (N/mm ²)	ϕ _B (N/mm ²)
11	10,08	3,43	123	0,80	1,43	1920	1890	77,76
12	10,08	3,28	109	0,90	1,61	1952	1909	75,37
13	10,06	3,47	123	0,82	1,48	1813	1758	76,16
14	10,06	3,42	120	0,79	1,45	1966	1874	76,46
15	10,06	3,45	121	0,81	1,43	1868	1851	75,80
16	10,06	3,44	116	0,86	1,50	1774	1780	73,10
17	10,07	3,40	120	0,80	1,43	1974	1932	77,31
18	10,06	3,30	112	0,87	1,58	1986	1914	76,67
19	10,04	3,33	110	0,92	1,58	1882	1867	74,09
20	10,06	3,30	112	0,88	1,55	1964	1951	76,67

Mittelwerte 1909 1872 75,94

Tabelle 17 Material: SR-Ivocap-Plus
Elastizitätsmodul und Biegefestigkeit

Versuch Nr.	b (mm)	h (mm)	P (N)	f ₃₅ (mm)	f ₅₀ (mm)	E ₃₅ (N/mm ²)	E ₅₀ (N/mm ²)	δ _B (N/mm ²)
21	10,07	3,28	95	0,91	1,74	1932	1768	65,77
22	10,08	3,20	92	1,03	1,84	1837	1799	66,85
23	10,07	3,34	94	0,96	1,71	1735	1704	62,76
24	10,06	3,26	95	0,96	1,76	1867	1783	66,64
25	10,06	3,20	91	1,11	1,91	1708	1737	66,25
26	10,06	3,32	97	0,96	1,58	1768	1880	65,61
27	10,06	3,20	92	1,13	1,91	1677	1737	66,98
28	10,06	3,25	95	1,01	1,80	1791	1759	67,05
29	10,07	3,30	95	1,00	1,73	1727	1747	64,97
30	10,05	3,25	92	1,01	1,90	1793	1668	64,93
Mittelwerte						1784	1758	65,78

Tabelle 18 Material: Intopress
Elastizitätsmodul und Biegefestigkeit

Versuch Nr.	b (mm)	h (mm)	P (N)	f ₃₅ (mm)	f ₅₀ (mm)	E ₃₅ (N/mm ²)	E ₅₀ (N/mm ²)	ϵ_B (N/mm ²)
41	10,06	3,45	100	0,86	1,58	1759	1748	62,64
42	10,06	3,31	98	0,96	1,76	1784	1752	66,69
43	9,96	3,35	96	0,98	1,82	1703	1604	64,41
44	10,05	3,30	94	1,01	1,76	1713	1720	64,42
45	10,06	3,45	104	0,86	1,51	1759	1753	65,14
46	10,06	3,32	93	1,01	1,81	1680	1641	62,90
47	10,07	3,24	90	1,08	1,89	1689	1689	63,85
48	10,07	3,45	104	0,90	1,63	1679	1622	65,01
49	10,05	3,35	92	0,93	1,63	1778	1775	61,18
50	10,06	3,40	102	0,83	1,56	1904	1773	65,78
			Mittelwerte			1745	1708	64,20

Tabelle 19 Material: Castdon 45 geschleudert
Elastizitätsmodul und Biegefestigkeit

Versuch Nr.	b (mm)	h (mm)	P (N)	f ₃₅ (mm)	f ₅₀ (mm)	E ₃₅ (N/mm ²)	E ₅₀ (N/mm ²)	δ _B (N/mm ²)
31	10,05	3,38	115	0,92	1,62	1750	1739	75,12
32	10,00	3,32	108	0,96	1,70	1779	1758	73,49
33	10,02	3,25	103	0,96	1,72	1892	1848	72,99
34	10,02	3,27	107	1,00	1,82	1783	1715	74,90
35	10,02	3,26	103	0,93	1,78	1935	1770	72,54
36	10,00	3,34	105	0,91	1,64	1843	1789	70,59
37	10,02	3,27	101	0,93	1,75	1918	1783	70,70
38	10,00	3,34	104	0,89	1,66	1884	1768	69,92
39	10,02	3,30	106	0,89	1,62	1950	1874	72,86
40	10,01	3,35	109	0,91	1,65	1825	1761	72,77
			Mittelwerte			1856	1781	72,58

Tabelle 20 Material: Castdon 45 nicht geschleudert
Elastizitätsmodul und Biegefestigkeit

3. Wasseraufnahme der Kunststoffe

3.1 Herstellung der Prüfkörper

In Anlehnung an die DIN 13907 Abschnitt 6.5.2. wurde die Prüfung der Wasseraufnahme an jeweils 8 Prüfkörpern durchgeführt. Die Prüfkörper hatten einen Durchmesser von $(30 \pm 0,1)$ mm und eine Dicke von $(2,5 \pm 0,1)$ mm. Für die Gewinnung einer entsprechenden Hohlform wurden Metallscheiben mit den angegebenen Abmessungen hergestellt. Diese konnten dann als Platzhalter in die entsprechenden Küvetten eingebettet werden (Abschnitt 2.2). Die Polymerisation erfolgte wie bei den in Abschnitt 1.1 bereits beschriebenen Verfahren.

3.2. Versuchsdurchführung

Die nach Abschnitt 3.1 hergestellten Prüfkörper wurden in einem Exsikkator mit Silika-Gel 24 Stunden bei Raumtemperatur $(23 \pm 2^\circ\text{C})$ getrocknet und anschließend auf $\pm 0,1$ mp (s.S. 68) Genauigkeit gewogen.

Dieser Zyklus mußte bis zur Gewichtskonstanz wiederholt werden, d.h. der Gewichtsverlust durfte zwischen zwei aufeinanderfolgenden Wägungen nicht mehr als 0,5 mp betragen. Es folgte ein tägliches Wechseln des Silika-Gels. Nach Gewichtskonstanz wurden die Prüfkörper eine Woche lang in einer mit destilliertem Wasser gefüllten Wanne (Firma Köttermann) so eingehängt, daß sie allseitig vom Wasser umgeben waren. Die Wassertemperatur betrug $37 \pm 1^\circ\text{C}$.

3.3. Messung der Wasseraufnahme

Drei Wochen lang wurde das Gewicht der Prüfkörper mit einer einschaligen Analysenwaage der Firma SARTORIUS überprüft.

Vor jeder Messung erfolgte ein Austarieren der Waage auf den "0"-Wert.

Der Gewichtswert der Prüfkörper entsprach nach drei Wochen dem "Gewicht nach Trocknung" .

Die Prüfkörper wurden nach einer Woche Wässerung mit einer Pinzette aus dem Wasser genommen und mit einem Tuch abgetrocknet bis keine Feuchtigkeitsspuren sichtbar waren. Anschließend wurden sie 15 s an der Luft hin und her bewegt und 1 Minute nach dem Herausnehmen aus dem Wasser gewogen. (Meßwert = Gewicht nach Wasserlagerung)

Die Berechnung der Wasseraufnahme eines jeden Prüfkörpers erfolgte nach der angegebenen Formel.

(Gewichtsangaben in mp sS. 68)

$$\begin{array}{lcl} \text{Wasseraufnahme} & = & \frac{\text{Gewicht nach Wasserlagerung} - \text{Gewicht nach Trocknung}}{\text{Gewicht nach Trocknung}} \cdot 100 \\ \text{(Gew. - \%)} & & \end{array}$$

Die Wägungen wurden nach zwei und nach drei Wochen Wasserlagerung wiederholt, um zu überprüfen, ob die Prüfkörper während einer weiteren Wässerungsphase noch an Gewicht zunehmen.

3.4. Versuchsergebnisse

Die Wägungen bis zur Gewichtskonstanz, die nach drei Wochen Trockenlagerung im Exsikkator erreicht waren, zeigten deutliche Unterschiede in der Wasserabgabe der einzelnen Kunststoffe. (Abb. 19 - 23)

Die Heißpolymerisate SR-Ivocap-Plus mit 1,5% und Paladon 65 mit 1,22 % wiesen die höchsten Werte der Wasserabgabe auf.

Das Kaltpolymerisat Intopress mit 0,53 %, das Warmpolymerisat Castdon 45 nicht geschleudert mit 0,52% und geschleudert mit 0,74 % hatten einen geringeren Gewichtsverlust.

Nach ein- und dreiwöchiger Wässerung unterschieden sich die Kunststoffe in ihrer Gewichtszunahme durch Wasseraufnahme nicht wesentlich voneinander.

Die geringste Wasseraufnahme nach drei Wochen Wasserlagerung zeigten Intopress (1,9 %) und Castdon 45 nicht geschleudert (1,9 %). Die Werte für Castdon 45 geschleudert (2,0 %), Paladon 65 (2,0 %) und SR-Ivocap-Plus (2,2 %) liegen jedoch nicht merklich höher. (Tabellen 21 - 25)

3.5. Diskussion der Ergebnisse

Die Gewichtszunahme der Prüfkörper in % der Gewichtsänderung bezogen auf das " Gewicht nach Trocknung ", während einer dreiwöchigen Wässerung bei 37 °C, gab Auskunft über die Wasseraufnahme der Kunststoffe. Dabei hat sich gezeigt, daß in der Wasseraufnahme nach drei Wochen zwischen den Heißpolymerisaten SR-Ivocap-Plus 2,2%, Paladon 65 2,0%, dem Gießkunststoff Castdon 45 geschleudert 2,0%, nicht geschleudert 1,9% und dem Kaltpolymerisat Intopress 1,9% nur geringe Unterschiede bestehen.

Die Untersuchungen von EHRICHT (10) bestätigen, daß die Gießkunststoffe sich in Bezug auf ihre Volumen - Änderung und Wasseraufnahmefähigkeit nur wenig von den konventionellen Prothesenmaterialien unterscheiden.

TORNER (46) gibt nach achtwöchiger Wässerung die Gewichtszunahme für Heißpolymerisate mit 1,0%, für Kaltpolymerisate mit 1,2% an. Dabei ist aber zu berücksichtigen, daß die Prüfkörper nicht vorgetrocknet waren. Wie verschieden die Wasseraufnahme zwischen getrockneten und nicht getrockneten Prüfkörpern ist, zeigt RITZE (30) am Beispiel einer Polymethacrylatprobe. Er gibt die Wasseraufnahme für die getrocknete Probe mit 1,9%, für die nicht getrocknete mit 1,5% an.

Das Kaltpolymerisat und der Gießkunststoff nehmen während der Polymerisation weniger Wasser auf. Dies ist darauf zurückzuführen, daß während der Kaltpolymerisation die Wasseraufnahme so gut wie ausgeschlossen wird.

Abb. 18 zeigt, daß sie während der Austrocknung weniger an Gewicht verlieren als die Heißpolymerisate. In der Wässerungsphase jedoch liegt ihr Gewicht weit

über den Anfangswerten. Die Heißpolymerisate dagegen weisen in der Austrocknungsphase einen größeren Gewichtsverlust auf, der auf die höhere Wasseraufnahme während der Polymerisation im Wasserbad zurückzuführen ist. In der Wässerungsphase überschreiten sie die ursprünglichen Werte geringer.

JANKE (16) zeigt in seiner Untersuchung ähnliche Ergebnisse auf.

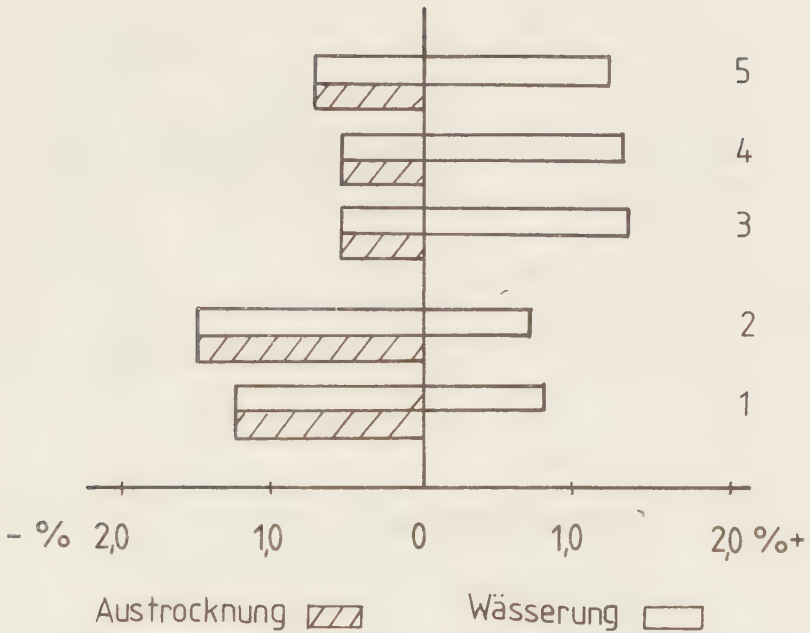


Abb.: 18 Mittelwerte der Gewichtsänderung in%
von je 8 Prüfkörpern bei Austrocknung und
Wässerung

- 1 Paladon 65
- 2 SR-Jvocap-Plus
- 3 Intopress
- 4 Castdon 45 nicht geschleudert
- 5 Castdon 45 geschleudert

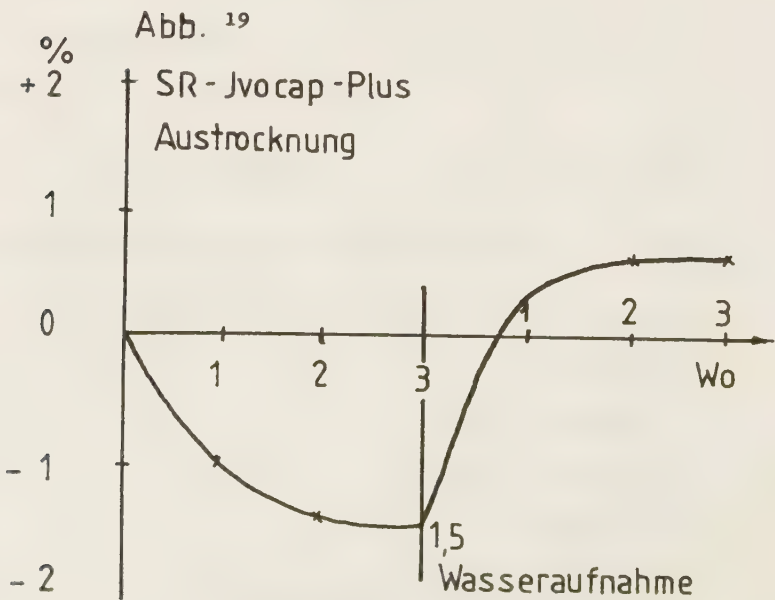
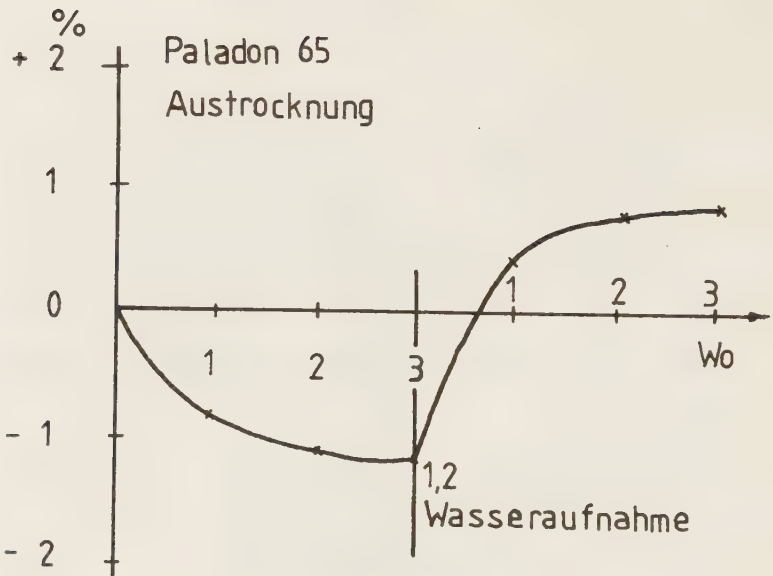


Abb. 20 Gewichtsverhalten der Prüfkörper
(Mittelwerte) während der Prüfzeit von 3 Wochen

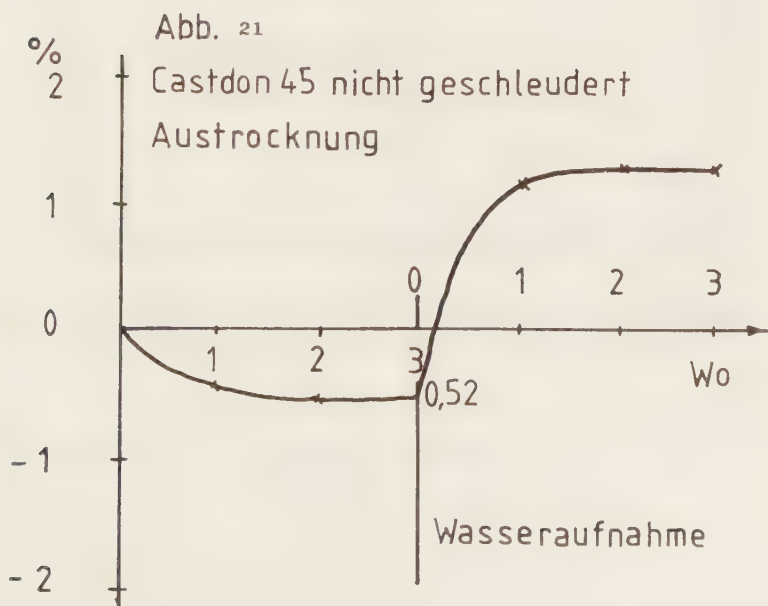
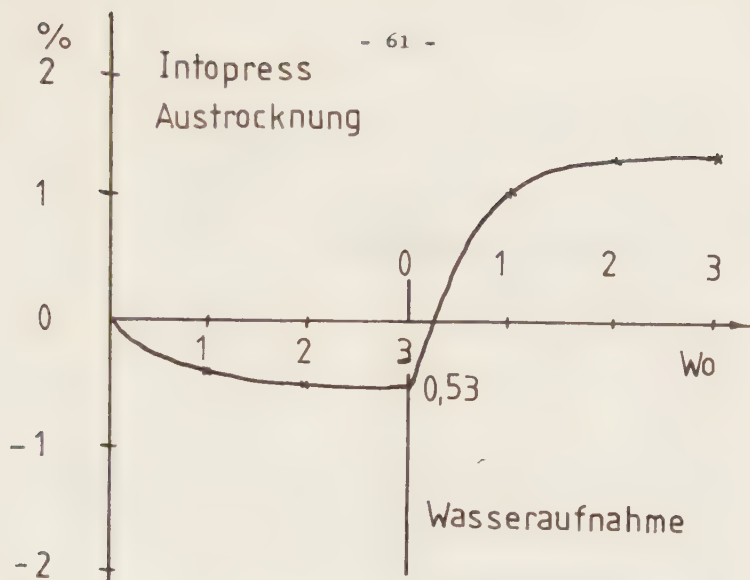


Abb. 22 Gewichtsverhalten der Prüfkörper
(Mittelwerte) während der Prüfzeit von 3 Wochen

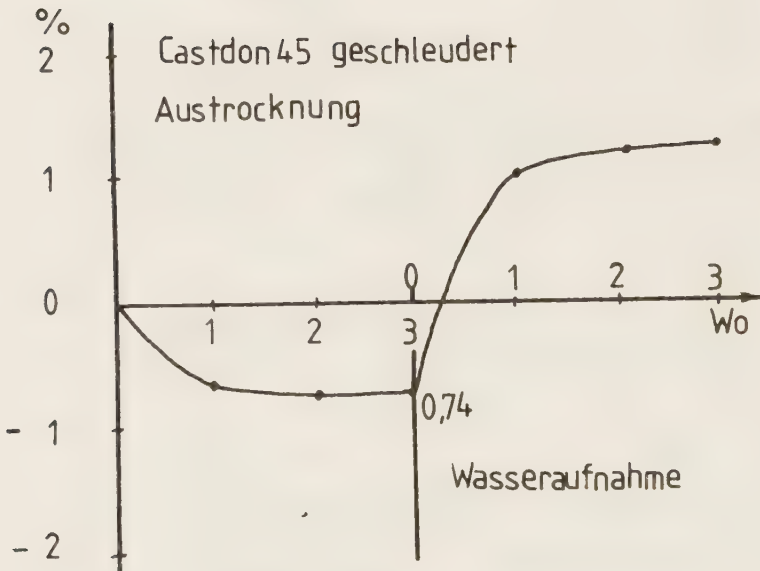


Abb. 23 Gewichtsverhalten der Prüfkörper
(Mittelwerte) während der Prüfzeit von 3 Wochen

Versuch Nr.	Gewicht nach Trocknung (p) s.S. 68	Gewicht nach Wasserlagerung (p) s.S.68		
		1. Woche	2. Woche	3. Woche

11	2,224	2,262	2,267	2,269
12	2,226	2,265	2,270	2,271
13	2,182	2,221	2,226	2,228
14	2,204	2,243	2,247	2,249
15	2,189	2,227	2,231	2,233
16	2,130	2,168	2,172	2,173
17	2,139	2,177	2,181	2,182
18	2,137	2,175	2,179	2,181

Wasseraufnahme Gew. - %

1. Woche	2. Woche	3. Woche
----------	----------	----------

11	1,73	1,96	2,00
12	1,74	1,96	2,02
13	1,75	1,99	2,07
14	1,73	1,95	2,01
15	1,75	1,92	2,00
16	1,77	1,96	2,02
17	1,77	1,97	2,02
18	1,76	1,97	2,03

Mittelwerte	1,75	1,96	2,02
-------------	------	------	------

Tabelle 21 Material: Paladon 65

Wasseraufnahme Gew. - %

Versuch Nr.	Gewicht nach Wasserlagerung (p) s.S. 68			
	Trocknung (p) s.S. 68	1. Woche	2. Woche	3. Woche
40	2,047	2,086	2,091	2,093
41	2,037	2,076	2,081	2,083
42	2,027	2,066	2,070	2,072
43	2,047	2,085	2,091	2,092
44	2,202	2,241	2,247	2,249
45	2,181	2,219	2,226	2,227
46	2,166	2,206	2,212	2,215
47	2,161	2,201	2,206	2,208

Wasseraufnahme Gew. - %				
	1. Woche	2. Woche	3. Woche	
40	1,89	2,16	2,25	
41	1,92	2,18	2,25	
42	1,91	2,15	2,24	
43	1,90	2,18	2,23	
44	1,79	2,08	2,16	
45	1,78	2,08	2,13	
46	1,83	2,14	2,25	
47	1,82	2,06	2,16	
Mittelwerte	1,86	2,13	2,21	

Tabelle 22 Material: SR-Ivocap-Plus
Wasseraufnahme Gew. - %

Versuch Nr.	Gewicht nach Trocknung (p) s.S. 68	Gewicht nach Wasserlagerung (p) s.S.68		
		1. Woche	2. Woche	3. Woche

30	1,942	1,975	1,978	1,978
31	1,894	1,927	1,929	1,930
32	2,004	2,039	2,041	2,042
33	1,996	2,030	2,033	2,033
34	1,940	1,974	1,977	1,977
35	1,958	1,991	1,994	1,994
36	1,931	1,965	1,967	1,969
37	1,996	2,031	2,033	2,034

Wasseraufnahme Gew. - %

	1. Woche	2. Woche	3. Woche
30	1,72	1,86	1,88
31	1,75	1,89	1,90
32	1,73	1,85	1,90
33	1,72	1,86	1,88
34	1,75	1,87	1,91
35	1,72	1,84	1,85
36	1,76	1,89	1,95
37	1,72	1,83	1,86

Mittelwerte	1,73	1,86	1,89
-------------	------	------	------

Tabelle 23

Material: Intopress

Wasseraufnahme Gew. - %

Versuch Nr.	Gewicht nach Trocknung (p)	Gewicht nach Wasserlagerung (p)			s.S. 68
	s.S. 68	1. Woche	2. Woche	3. Woche	
20	1,927	1,962	1,964	1,965	
21	1,939	1,975	1,977	1,978	
22	1,962	1,998	1,999	2,002	
23	1,971	2,006	2,008	2,009	
24	1,939	1,974	1,976	1,976	
25	1,941	1,976	1,978	1,979	
26	1,902	1,937	1,939	1,941	
27	1,924	1,959	1,961	1,962	

Wasseraufnahme Gew. - %				
	1. Woche	2. Woche	3. Woche	
20	1,85	1,93	1,99	
21	1,84	1,93	1,98	
22	1,82	1,89	2,00	
23	1,78	1,86	1,91	
24	1,80	1,85	1,93	
25	1,81	1,92	1,99	
26	1,84	1,91	2,03	
27	1,82	1,94	1,98	
Mittelwerte	1,82	1,90	1,98	

Tabelle 24 Material: Castdon 45 geschleudert
Wasseraufnahme Gew. - %

Versuch Gewicht nach Gewicht nach Wasserlagerung (p) s.S. 68
 Nr. Trocknung (p)
 s.S. 68 1. Woche 2. Woche 3. Woche

1	1,889	1,924	1,924	1,924
2	1,902	1,936	1,937	1,937
3	1,954	1,989	1,990	1,991
4	1,973	2,009	2,010	2,011
5	1,911	1,946	1,946	1,947
6	1,903	1,938	1,939	1,939
7	1,935	1,972	1,974	1,975
8	1,961	1,997	1,999	2,001

Wasseraufnahme Gew. - %

	1. Woche	2. Woche	3. Woche
1	1,85	1,85	1,85
2	1,79	1,84	1,86
3	1,81	1,85	1,89
4	1,79	1,85	1,90
5	1,83	1,84	1,88
6	1,82	1,88	1,88
7	1,90	2,00	2,06
8	1,85	1,96	2,03

Mittelwerte 1,83 1,88 1,92

Tabelle 25 Material: Castdon 45 nicht geschleudert
 Wasseraufnahme Gew. - %

Anhang:

Die Gewichtswerte in Newton (N) werden erhalten
durch Multiplikation mit dem 1000. Teil der
Normfallbeschleunigung $g_n = 9,80665 \text{ m/s}^2$.

4. Zusammenfassung

Die Kunststoffe Intopress, SR-Ivocap-Plus, Castdon 45 wurden mit dem herkömmlichen Paladon 65 in Bezug auf Polymerisationsschrumpfung, Biegefestigkeit, Elastizitätsmodul und Wasseraufnahme verglichen.

Die Polymerisationsschrumpfung ergab 24 Stunden nach dem Ausbetten, gemessen an Prüfstäben und OK-Prüfprothesen, für das Heißpolymerisat Paladon 65 die höchste Schrumpfung.

Die niedrigsten Schrumpfungswerte zeigten das Kaltpolymerisat Intopress und das Heißpolymerisat SR-Ivocap-Plus. Bei den Prüfprothesen konnte ein Einfluß der Gaumenform (flach, tief) auf die Höhe der Polymerisationsschrumpfung nicht festgestellt werden. Deutlich wurde aufgezeigt, daß sich die Schrumpfung an Prüfkörpern anders auswirkt, als an Prothesen, was in der "nicht linearen Form" begründet ist. Bei den Prüfprothesen waren die Werte zwischen Paladon 65 und Castdon 45 (geschleudert) fast gleich, während bei den Prüfkörpern zwischen diesen beiden Kunststoffen erhebliche Differenzen bestanden.

Das Einschleudern des Gießkunststoffes mittels Zentrifuge bewirkt eine höhere Schrumpfung, als bei dem nicht geschleuderten Kunststoff. Durch sechswöchige Wässerung der Prüfprothesen konnte der Gießkunststoff die Polymerisationsschrumpfung am stärksten kompensieren.

Bei den Prüfkörpern zeigte neben dem Gießkunststoff auch das Kaltpolymerisat ein ähnliches Verhalten. Die Ausgangswerte wurden durch Wässerung jedoch bei allen untersuchten Kunststoffen nicht erreicht.

Die Mittelwerte der Biegefestigkeit und des E-Moduls aus je 10 Versuchskörpern ergaben für die Heißpoly-

merisate Paladon 65, SR-Ivocap-Plus und für den Gießkunststoff Castdon 45 (nicht geschleudert) die höheren Werte. Das Kaltpolymerisat Intopress und Castdon 45 (geschleudert) zeigten deutlich geringere Werte auf.

Die Gewichtszunahme der Prüfkörper durch Wasseraufnahme in Gew.% bezogen auf das "Gewicht nach Trocknung" ergab nach dreiwöchiger Wasserlagerung bei $37 \pm 1^{\circ} \text{C}$ zwischen den einzelnen Kunststoffen keine wesentlichen Unterschiede.

Das Einschleudern des Gießkunststoffes durch die Zentrifuge zeigte bei den überprüften Parametern ungünstigere Ergebnisse, als bei dem nicht geschleuderten Kunststoff.

5. Literaturverzeichnis

1. ABEL, H. Gesteuerter Schwund bei der Polymerisation von Akrylaten.
Dtsch.Zahnärztl.Z. 15, 1347-1347 (1960)
2. ANDERES, TH. Über die Paßform von Kunststoffprothesen.
Schweiz. Mschr. Zahnhk. 62, 531-534 (1952)
3. BAUER, W. Die Polymerisation in der Zahnheilkunde.
Almanach der zahnärztl. Welt 1949 u.1950
4. BAWENDI, B. Die Formgenauigkeit von totalen Kunststoffprothesen im Gießverfahren.
Zahnärztl. Welt 82, 388-396 (1973)
5. BAWENDI, B. Das Formverhalten von Vollprothesen während der Tragzeit.
Dtsch. Zahnärztl. Z. 31. 861-864 (1976)
6. CASTAGNOLA, L. Selbstpolymerisierende Kunststoffe.
und von ARX, H. Schweiz. Mschr. Zahnhk. 64, 1245-1276 (1954)
7. DOLDER, E. Physikalische Werkstoffprüfung an Zahnprothesen im Laboratorium und am Patienten.
Schweiz. Mschr. Zahnhk. 53, 535-590 (1943)
8. DÜGGELIN, J. Physikalische Eigenschaften von neuen Dentalpolymerisaten.
Med. Diss. Zürich 1968
9. EBERLE, T. Untersuchungen über Formveränderungen an Oberkiefer-Kunststoffprothesen unter dem Einfluß von verschiedenen Polymerisationsmethoden.
Med. Diss. Mainz (1976)
10. EHRLICH, R. Untersuchungen über Paßgenauigkeit, Formtreue und Wasseraufnahme von Gießkunststoffen, sowie die Spaltbildung zwischen Metall und Kunststoff.
Med. Inaug. Diss. Mainz 1973

11. FAIRHURST, C.
u. RYGE, G. Tinfole Substitute. Warpagne and
Crazing of Acrylic Resin.
The J. of Prosth. Dent. 4, 274-287 (1954)
12. FALK, K.
WEIKART, P. Werkstoffe für Zahnärzte.
Carl Hanser Verlag Berlin 1959
13. HENKEL, G. Über die " Korrosion " der Kunststoffe.
Dtsch. Stomat. 10, 828-848 (1960)
14. HOUWINK, R. Grundriß für Kunststofftechnologie.
Akadem. Verlagsgesellschaft
Becker u. Erler, Leipzig 1944
15. ILG, V.K. Untersuchungen über den thermischen
Ausdehnungskoeffizienten des Paladons,
sowie über seine Längenänderung durch
Wasseraufnahme und Austrocknung.
Stoma 2, 99-108 (1949)
16. JANKE, G. Das Gewichts-, Volumen- und Dichte-
verhalten unvernetzter Kunststoffe bei
Austrocknung und Wasseraufnahme in Ab-
hängigkeit von der Verarbeitung.
Dtsch. Zahnärztl. Z. 12, 1464-1467 (1957)
17. KRAUT, R.A. A comparision of denture base accuracy.
J. Amer. dent. Ass. 83, 352-357 (1971)
18. KRUSE, H. u.
EICHNER, K. 12 neue Kunststoff-Prothesenmaterialien-
Kritische Betrachtung von Verarbeitungs-
weise und mechanische Prüfungsergebnissen.
Zahnärztl. Rundschau 5, 113-116 (1956)
19. MARX, H. Herstellungsverfahren und Passform von
Kunststoff-Vollprothesen.
Dental-Labor 6, 591-595 (1975)
20. MARX, H. Über den Einfluß unterschiedlicher
technologischer Bedingungen bei der
Herstellung von Kunststoff-Prothesen.
Dental-Labor 2, 43-47 (1963)

21. MARX, H. Technische Probleme bei der Vollprothesenherstellung und ihre klinische Bedeutung. Zahnärztl. Rundschau 9, 291-295 (1963)
22. MARX, H. Neuere Untersuchungen über Formänderungen von Vollprothesen in Abhängigkeit vom Herstellungsverfahren. Dtsch. Zahnärztl.Z. 30, 89-93 (1975)
23. MARX, H. Zur Polymerisationsproblematik dentaler Methacrylate. Zahnärztl. Welt 61, 747-751 (1960)
24. MAYER, D. Volumenschwund und Paßgenauigkeit bei Kunststoffprothesen. Dtsch. Zahn-, Mund- u. Kieferheilkunde 22, 228-236 (1955)
25. PFAENDLER, R. Ausgleich der Kontraktion bei der Polymerisation durch Wasseraufnahme beim Gebrauch von Kunststoffprothesen. Zahntechnik 23, 269 (1950)
26. RINK, G. Betrachtung der kritischen Bemerkung von H. Passow zu dem Aufsatz von J. Gerke u. K. Gerlich über die dentalen Kunstharze. Dtsch. Zahnärztl. Z. 6, 207-208 (1951)
27. RINK, G. Kritische Betrachtung der Schwierigkeiten bei Überprüfung zahnärztlicher Kunststoffe. Zahnärztl. Rundschau 7, 175-176 (1956)
28. RINK, G. Die zahnärztlichen Kunststoffe. Zahnärztl. Welt 22, 623-635 (1954)
29. RITZE, H. u. PEHLE, G. Vergleichende Untersuchungen gespritzter Prothesen-Kunststoffe. Dtsch. Zahnärztl. Z. 15, 669-678 (1960)
30. RITZE, H. Quellung und Kunststoffe. Dtsch. Zahnärztl. Z. 20, 1245-1265 (1965)
31. RUSCH, E. Experimentelle Untersuchungen über Paßgenauigkeit, Härte u. Oberflächenbeschaffenheit im sog. Gießverfahren hergestellter Prothesenmodellkörper. Med. Diss. Marburg (1973)

32. RUSCHE, D. Einwirkung der Quellung auf die Randschrumpfung bei den schnellhärtenden Kunststoffen.
Dtsch. Zahnärztl. Z. 8, 1244-1247 (1953)

33. SAECHTLING-ZEBROWSKI Kunststoff - Taschenbuch.
64. Ausgabe
Carl Hanser Verlag, München (1959)

34. SKINNER, E.W.
u. COOPER, E.N. Physical Properties of Denture Resins
J. Amer. dent.Ass. 30, 1845-1852 (1943)

35. SCHMIDT, A. In EICHNER, K. Leitfaden zahnärztlicher Werkstoffe und ihrer Verarbeitung.
Berlinische Verlagsanstalt Berlin 1960.

36. SCHROEDER, A. Die Eignung der Methakrylate als Prothesenstoffe im Lichte neuer Untersuchungen.
Schweiz. Mschr.Zahnhk. 10, 961-971 (1953)

37. SCHWICKERATH, H. Zur Frage der Formänderung.
Zahnärztl. Welt 67, 8, 287-288 (1966)

38. SCHWICKERATH, H. Festigkeitsprüfungen mit elektronisch gesteuerten Prüfmaschinen.
Zahnärztl. Welt/Reform 5, 156-157 (1968)

39. SCHWICKERATH, H. Verführt die Werbung für Dental-Materialien Zahnarzt und Labor zu vermeintlichen Fortschritten ?
Zahnärztl. Welt/Reform 18, 658-665 (1967)

40. SCHWICKERATH, H. Zur Frage der Werkstoffprüfung.
Zahnärztl. Welt/Reform 68, 520-524 (1967)

41. SCHWICKERATH, H. Über die Prüfung zahnärztlicher Prothesenkunststoffe und eine geeignete Prüfmaschine.
Dtsch.Zahnärztl. Z. 13, 201-204 (1958)

42. SCHWICKERATH, H. Die elastischen Eigenschaften der Methakrylate.
Dtsch.Zahnärztl. Z. 6, 478-483 (1961)

43. STRACK, R. Für und wider den Kunststoff.
Dtsch. Zahnärztl. Z. 4, 97-108 (1947)

44. TAPPE, A. u.
KNUTH, D. Über das Quellverhalten einiger Prothesenkunststoffe.
Dtsch.Stomat. 19, 723-729 (1969)

45. TAYLOR, P. B.
u. FRANK, S.L. Low temperature polymerisation of acrylic resins.
J. dent. Res. 29, 486-492 (1950)
46. TORNER, E.V. Vergleichende Untersuchungen über Paßgenauigkeit, Formtreue und Wasseraufnahme einiger Prothesenkunststoffe, sowie Spaltbildung zwischen Metall und Kunststoff.
Med. Diss. Mainz (1971)
47. UHLIG, H. Über die Dauerbiegefestigkeit metallnetzverstärkter Kunststoffe.
Dtsch. Zahnärztl. Z. 6, 707-719 (1951)
48. UHLIG, H. Über die Blasenbildung bei der Polymerisation.
Dtsch. Zahnärztl. Z. 6, 1387-1398 (1951)
49. VOSS, R. Der Einfluß der Elastizität, besonders der elastischen Nachwirkung der Prothesenwerkstoffe auf das Verhalten der Prothesen und des tragenden Gewebes.
Dtsch. Zahnärztl. Z. 12, 1474-1479 (1957)
50. VOSS, R. Dauerbiegefestigkeit und elastische Eigenschaften üblicher und gespritzter Kunststoffe.
Dtsch. Zahnärztl. Z. 8, 603-610 (1962)
51. WEIKART, P. Zur Frage der Prüfungsvorschriften für zahnärztliche Werkstoffe.
Dtsch. Zahnärztl. Z. 4, 1550-1554 (1949)
52. WERGEN, H. Der Einfluß der Prüfkörperabmessungen auf die mechanischen Eigenschaften von Prothesenbasismaterialien.
Med. Diss. Köln (1976)
53. WESTERMANN, W.
u. MEINERS, H. Basismaterialien.
Zahnärztl. Welt 11, 531-533 (1975)
54. WOELFEL, J.B. Dimensional changes occurring in dentures during processing.
PFAFFENBERGER, J.
SWEENEY, W.T. J. Amer. dent. Ass. 61, 413-417 (1961)

L e b e n s l a u f

Am 25. April 1948 wurde ich als zweiter Sohn des Polizeibeamten Hermann Kern und seiner Ehefrau Anna geb. Sitzler in Künzelsau geboren. Ich habe noch zwei Brüder.

Nach dem Besuch der Volksschule schloß ich eine 3 1/2 - jährige Lehre als Werkzeugmacher ab.

Von April 1967 bis März 1971 besuchte ich das Abendgymnasium in Darmstadt, wo ich am 8.3.1971 die Reifeprüfung ablegte.

Im SS 1971 begann ich das Studium der Zahnheilkunde an der Universität in Mainz. Das zahnärztliche Staatsexamen legte ich im November 1976 in Mainz ab.

Von Februar 1977 bis April 1978 leistete ich meinen Grundwehrdienst als Stabsarzt ab.

Am 3.9.1977 heiratete ich die Zahnarzthelferin Marita Urbanetz.

Seit Mai 1978 bin ich als Assistent an der Zahnklinik in Mainz tätig.

Für die Überlassung des Themas und für die fachliche Unterstützung möchte ich besonders Herrn Prof. Dr. Heinz Marx danken.

Mein Dank für die Übernahme des Korreferates gilt Herrn Prof. Dr. K. Fuhr.

Ferner möchte ich mich bedanken bei Herrn Prof. Dr. H. Schwickerath für seine Unterstützung bei der Durchführung der Biegeversuche am Institut für zahnärztliche Werkstoffkunde in Köln.

Den Firmen DREVE-Dentamid, Kulzer und Ivoclar ein Dankeschön für die Bereitstellung der Geräte und für die Überlassung des Kunststoffes.

